

ACTA RADIOLÓGICA

EDITA PER SOCIETATES RADIOLÓGICAS DANÆ, FENNIAE,
HELVETIAE, HOLLANDIAE, NORVEGIÆ ET SUECIAE

VOL. XI FASC. 3

15 : VIII 1930

No 61

DIE γ -STRAHLUNGSINTENSITÄT AN DER OBER- FLÄCHE UND IN DER NÄCHSTEN UMGEBUNG VON RADIUMNADELN

von

Rolf M. Sievert, Stockholm

Die Technik der Radiumtherapie hat sich in den letzten Jahren mehr und mehr auf zwei wesentlich verschiedene Behandlungsmethoden eingestellt, nämlich die Distanzbehandlung unter Verwendung grosser Radiumquantitäten und die Intubation mit Radiumnadeln. Die erstere Methode ermöglicht eine grössere Genauigkeit in der Dosierung sowie grössere Homogenität in der Bestrahlung als jede andre Applikationsmethode, ist aber in Bezug auf Strahlungs-Ökonomie sehr unvorteilhaft, während die letztere Methode eine erhöhte Ausnutzung des Radiums und in gewissen Fällen auch günstigere Bestrahlungsverhältnisse als irgend eine andre Technik mit sich bringt.

Infolge der Intubationsmethode sind die Probleme der Intensitätsverteilung bei Radiumpräparaten jetzt zum Teil von ganz anderer Art, als früher. So ist u. a. die Kenntnis der Strahlungsintensität an der Oberfläche der Nadel erforderlich, um die Bestrahlungsverhältnisse beurteilen zu können. Die Intensität erreicht an diesen Flächen beträchtliche Werte, und die Gefahr der Überdosierung an diesen Stellen ist ausserordentlich gross. Man nehme z. B. an, dass, wie dies häufig der Fall sein dürfte, die Wände der Gefäße im Behandlungsgebiete in grossem Umfang mit den Nadeloberflächen in Berührung kommen. Die hierdurch herbeigeführten Beschädigungen der Gefäße sind wahrscheinlich oft die Ursache der Radiumnekrosen.

Über die Strahlenverteilung bei Radiumpräparaten gibt es zahlreiche Arbeiten¹, die das Problem sowohl auf mathematisch-geometri-

¹ Literatur siehe SIEVERT, Acta Radiol. 1, 1921, S. 89 und GÜEBEN, Acta Radiol. 11, 1930, S. 237.

schem Wege, wie auch auf experimentellem Wege behandeln. Bei den Arbeiten letzterer Art hat man versucht, mit Hilfe von sehr kleinen Ionisationskammern¹ die Strahlungsintensität auch an solchen Punkten zu bestimmen, die in sehr geringen Entfernungen, bis zu wenigen Millimetern, von der Oberfläche des Präparates liegen. Solche Bestimmungen dürften aber äusserst unsicher sein, sowohl infolge der sehr schnellen Abnahme der Intensität bei steigender Entfernung, wie auch in nicht geringerem Masse infolge der sekundären Einwirkungen, die u. a. durch die sekundäre β -Strahlung^{2,3} entstehen. Aus demselben Grunde dürften auch die photographischen Methoden für quantitative Bestimmungen sehr unsicher sein.

Für die Untersuchungen der Strahlungsintensität an der Oberfläche von Präparaten ist man demnach hauptsächlich auf die Berechnungsmethoden hingewiesen. Allerdings sind dieselben im allgemeinen ziemlich umständlich. Bedient man sich hierbei aber geeigneter Approximationen, sind diese Methoden bei weitem nicht so mühsam, als man im allgemeinen annimmt. Unter Heranziehung meiner in einer früheren Arbeit⁴ für solche Berechnungen errechneten Formeln werden hier einige Probleme der Intensität von γ -Strahlen bei der Intubation behandelt. Hierbei sei aber ausdrücklich erwähnt, dass die infolge sekundärer β -Strahlung an der Oberfläche des Radiumpräparates auftretenden Wirkungen nicht mit in Berechnung gezogen worden sind. Dieses Problem der sekundären β -Strahlung soll in einer späteren Veröffentlichung in dieser Zeitschrift eingehend behandelt werden. Eine vorläufige Mitteilung hierüber befindet sich auf Seite 303. Beim Vergleich zwischen Nadeln eines und desselben Materials spielt diese sekundäre, schon in wenigen Millimetern Gewebe absorbierte Strahlung eine verhältnismässig unbedeutende Rolle, denn nur die von einer wenige zehntel Millimeter dicken Oberflächenschicht ausgehenden β -Partikelchen kommen im Gewebe zur Wirkung und die Intensität derselben dürfte nahezu proportional der γ -Intensität an der Nadeloberfläche sein.

Man darf aber nicht ausser Acht lassen, dass diese β -Strahlung bei Stoffen von grossem Atomgewicht, wie z. B. Platin, am grössten ist und somit an der Oberfläche von Platinpräparaten eine Dosis hervorruft, die im Vergleich zu der bei einigen mm. Entfernung im Gewebe ausserordentlich gross ist.

Alle Berechnungen hier beziehen sich auf die verschiedenen Nadel-Durchmesser und -Längen, die in nebenstehender Fig. 1 aufgeführt sind. Die Filterung ist in sämtlichen Fällen 0.5 mm Platin. Da in Bezug

¹ STAHEL, Strahlentherapie 31, 1928, S. 582.

² SIEVERT, Acta Radiol. 2, 1923, S. 268.

³ SIEVERT u. BENNER, Acta Radiol. 11, 1930, S. 303.

⁴ SIEVERT, Acta Radiol. 1, 1921, S. 89.

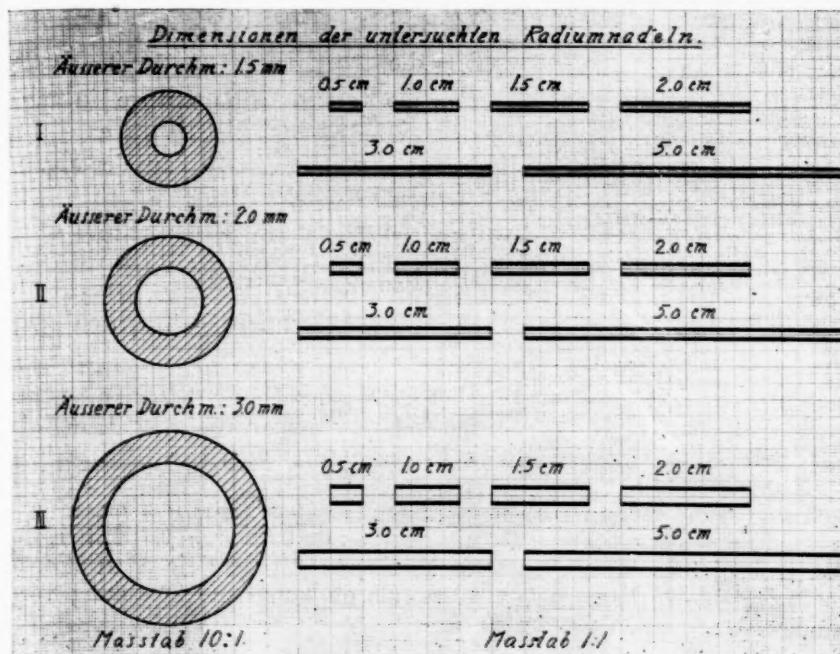


Fig. 1.

auf die Absorptionskoeffizienten sowohl beim Radiumsulfat (mit variierender Packungshärte), wie beim Platin und beim Gewebe grosse Unsicherheit herrscht, sind einige Berechnungen mit sowohl extrem hohen wie extrem niedrigen Koeffizienten durchgeführt.

Berechnungsmethode

Denkt man sich die strahlende Substanz auf einer geraden Linie gleichmäßig verteilt und von konzentrischen, cylindrischen Schichten absorbierender Substanzen umgeben (Fig. 2), so kann die γ -Intensität aus folgender Formel berechnet werden:

$$(1) \quad \mathfrak{I} = \frac{P}{l} \cdot \frac{1}{a} \sum_{K_1}^{K_n} \frac{p_K}{100} \int_{q_1}^{q_2} e^{-\frac{\sum \mu_K d}{\cos \varphi}} d\varphi$$

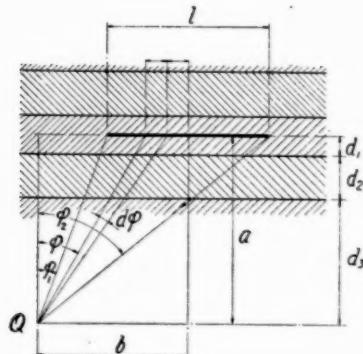


Fig. 2.

Hierbei sind

S = die Strahlungsintensität in MCS¹

P = die totale Radiummenge in mgr Radiumelement.

$l, a, \varphi_1, \varphi_2$ und d gehen aus der Fig. 2. hervor.

p_K = die prozentuale Anfangsintensität der verschiedenen Strahlungskomponenten K_1 bis einschl. K_n .

μ_K = die Absorptionskoeffizienten der letzteren.

Eine Vereinfachung dieser Formel ist möglich, wenn man die γ -Strahlung als homogen annimmt.

KOHLRAUSCH² hat gezeigt, dass man die Absorption der γ -Strahlen berechnen kann, indem man 3 Strahlungskomponenten mit einem ursprünglichen Intensitätsverhältnis von 8:6:1 annimmt. Mit Hilfe von KOHLRAUSCHS Werten sind für Platin und Gewebe die Absorptionskoeffizienten so berechnet worden, als ob homogene Strahlung vorhanden wäre, d. h. nach der Formel:

$$(2) \quad e^{-\mu_{med} \cdot d} = \frac{8}{15} \cdot e^{-\mu_{K_1} \cdot d} + \frac{6}{15} \cdot e^{-\mu_{K_2} \cdot d} + \frac{1}{15} \cdot e^{-\mu_{K_3} \cdot d}.$$

Fig. 3 zeigt, wie μ_{med} mit der Dicke der absorbierenden Schicht variiert.

Aus diesen Kurven geht hervor, wie die Härtung der Strahlung bei wachsender Schichtdicke eine beachtenswerte Verminderung des mittleren Absorptionskoeffizienten mit sich führt. Für die hier auszuführenden, vergleichenden Berechnungen sind diese Variationen aber von geringer Bedeutung. Um hierfür einen Beweis zu erhalten, sind, wie schon oben erwähnt, sämtliche Berechnungen sowohl mit extrem hohen als mit extrem niedrigen Absorptionskoeffizienten durchgeführt

¹ 1 MCS entspricht der Intensität der γ -Strahlung, die sich aus einem Milligramm Radiumelement, das im Gleichgewicht mit seinen Zerfallprodukten (eine Millicurie Emanation) ist, bei einem Centimeter Abstand ergibt. Vorausgesetzt ist dabei, dass alle Teile der Strahlungsquelle gleich weit entfernt sind. Vgl. SIEVERT, Acta Radiol. 1, 1921, S. 89.

² KOHLRAUSCH, Handbuch der Experimentalphysik Bd. 15.

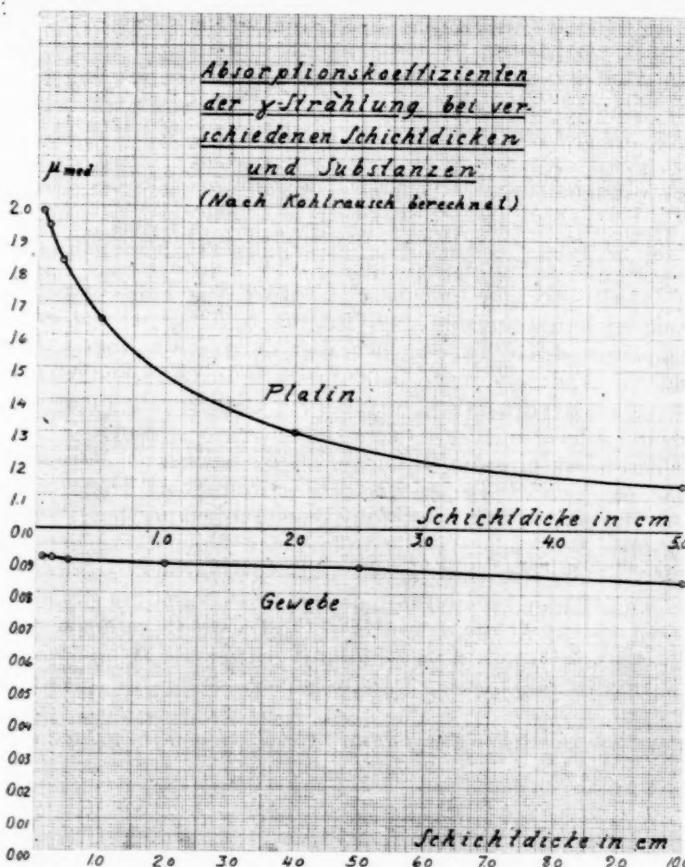


Fig. 3.

worden. Folgende Alternativen α) und β) sind also Gegenstand der Untersuchung gewesen:

	Absorptionskoeffizienten in		
	RaSO_4^1	Pt.	Gewebe
	μ_1	μ_2	μ_3
Alternative α)	0.1	1.0	0.05
β)	0.2	2.0	0.10

¹ Als Absorptionskoeffizient für RaSO_4 haben Beobachtungen am hiesigen Institut einen Wert von ungefähr 0.15 ergeben.

Man erhält also die Formel (1) vereinfacht, wie folgt:

$$(3) \quad \mathfrak{I} = \frac{P}{l} \cdot \frac{1}{a} \cdot \int_{q_1}^{q_2} e^{-\frac{\Sigma \mu d}{\cos \varphi}} = \frac{P}{l} \cdot \frac{1}{a} \cdot [\mathfrak{F}(q_2 A) - \mathfrak{F}(q_1 A)].$$

Die Vorzeichen der Werte $\mathfrak{F}(qA)$ müssen so gewählt werden, dass, wenn der Berechnungspunkt wie in Fig. 2 liegt, der Wert bei q_2 um den bei q_1 vermindert wird, diese Werte aber addiert werden, wenn die Verhältnisse wie in Fig. 4 sind.

Eine Tabelle über die unlösbare Integrale $\mathfrak{F}(qA)$ ist in meiner früheren Arbeit (siehe Note Seite 249) zu finden. Ohne zeitraubende Interpolationen war diese Tabelle hier aber nicht anwendbar. Außerdem war auch für andere Zwecke beim hiesigen Institut Bedarf nach einer dichteren solchen vorhanden, weshalb ich diese Tabelle umarbeiten liess, und ist eine solche am Ende dieses Aufsatzes beigefügt.

Von besonders grossem Interesse ist die *maximale Intensität an der Oberfläche der Nadeln*. Bei den Nadeln gewöhnlicher Konstruktion und normalen Materials liegt diese selbstverständlich mitten zwischen den beiden Enden der Nadel. Bei gewöhnlicher Wandstärke derselben (ca. 0.5 mm Pt) ist die Intensität an der Nadeloberfläche ungefähr die gleiche über die ganze Länge hin und nimmt merkbar ab erst bei einigen wenigen Millimetern (2—3) Abstand von dem Punkt, wo die radioaktive Füllung aufhört. Ist die Länge dieser Füllung grösser als 10 mm, beträgt die Flächenintensität an diesem Punkte nahezu 50 % der maximalen Intensität.

Die maximale Intensität kann durch folgende Formel ermittelt werden:

$$(4) \quad \mathfrak{I} = \frac{P}{l} \cdot \frac{2\mathfrak{F}(qA)}{a}$$

l , a und q sind wie in Fig. 4. angenommen, und A ist die Summe der Dicken der absorbierenden Schichten in cm, multipliziert mit den betreffenden Absorptionskoeffizienten nach Fig. 4 und der Tabelle auf Seite 270 also

$$A = d_1 u_1 + d_2 u_2 + d_3 u_3.$$

Diese Formel gilt aber nur für eine strahlende, radioaktive Linie und ist ohne weiteres nur dann verwendbar, wenn die Abstände a gross sind im Verhältnis zum inneren Durchmesser der Nadel, und wenn man die mittlere Absorption im Radiumsalze berücksichtigt.

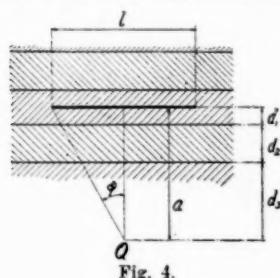


Fig. 4.

Da bei den Berechnungen, die hier ausgeführt werden sollen, die Strahlungsquelle keineswegs als linienförmig angesehen werden kann, hat man sich die Radiumsäule in Linienelemente zerteilt zu denken, eine Integrierung über den cylindrischen Querschnitt des Präparates vorzunehmen, und dadurch die sich als notwendig erweisenden Korrekturen zu ermitteln. Als einfachstes Mittel zu diesem Zwecke erschien mir die Verwendung einer graphischen Methode. Mit Hilfe der Formel 3 wurde die Intensität an der Nadeloberfläche der Strahlung von radioaktiven Linien, die parallel mit der Nadelachse verlaufen und durch verschiedene Punkte der Querschnittsfläche des radiumgefüllten Cylinders

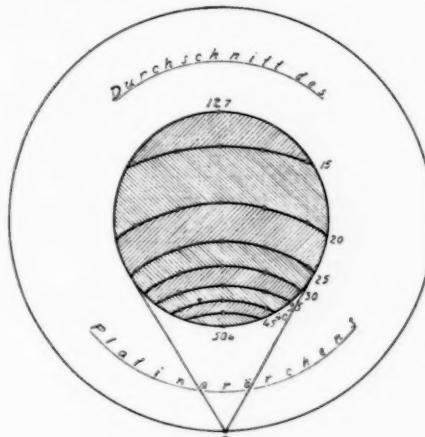


Fig. 5.

hindurchgehen, berechnet. Die Punkte, die den gleichen Intensitätsbeitrag geben, wurden mittels Kurven untereinander verbunden, und durch Planimetrierung ergaben sich dann die relativen Maasse der in Fig. 5 gestrichelten Flächen. Die Grösse dieser Flächen, in Prozenten der ganzen Kreisfläche ausgedrückt, wurden mit den betreffenden Mittelwerten der Intensitätsbeiträge für die beiden begrenzenden »Äquintensitätskurven» multipliziert und die Ergebnisse addiert. Ausserdem wurde die Intensität berechnet, indem ich davon ausging, dass alles Radium auf der Cylinderachse konzentriert und mit einem inaktiven Zylinder von demselben Durchmesser und Absorptionskoeffizient wie die Radiumfüllung umgeben war. Die Berechnungen sind für 3 verschiedene Nadeldurchmesser und 6 verschiedene Nadellängen durchgeführt. Überraschenderweise zeigte sich hierbei, dass es nur einer ganz geringen Korrektion bedurfte, um die so erhaltenen Resultate mit den

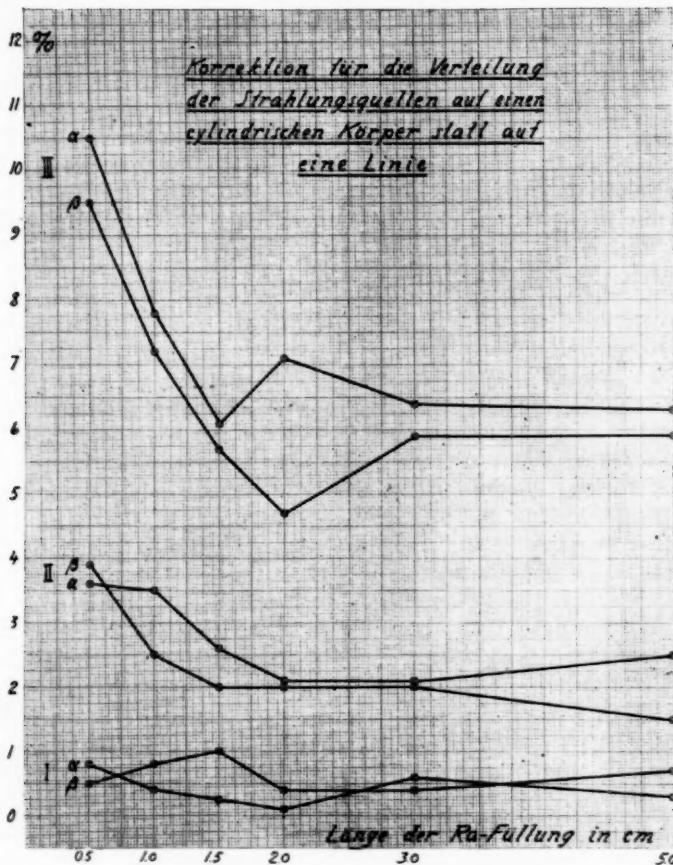


Fig. 6.

nach Fig. 5 ermittelten in Übereinstimmung zu bringen. Die Bestimmungen sind für sämtliche Nadeldurchmesser und -Längen ausgeführt, deren Resultate in Fig. 6 ersichtlich sind, wobei letztere die Korrektionsprozente, die bei der vereinfachten Berechnung anzubringen sind, veranschaulicht.

Der unregelmässige Verlauf dieser Kurven ist auf einen Planimetrierungsfehler von max. $\pm 1\%$ zurückzuführen.

Die Absorption im Radiumsulfat beträgt bei den vereinfachten Berechnungen für die genannten drei Nadeldurchmesser ca. 0.4, 0.8 und 1.5 %. Werden diese von den Korrektionskurven in Fig. 6 subtrahiert, so

ergibt dies, dass man bei den am häufigsten vorkommenden Nadeldimensionen (Durchmesser < 2.5 mm, Länge > 10 mm und Filterdicke 0.5 mm) die Intensität an der Nadeloberfläche mit einer Genauigkeit von min. 5 % berechnen kann, wenn die gesamte Radiummenge als auf der Nadelachse konzentriert angenommen und auf die Absorption im Salze keine Rücksicht genommen ist.

Berechnungsresultate

Die für die einzelnen Nadeln berechneten Intensitätswerte ergeben sich aus den Tabellen I und II der Seiten 258 und 259, wo die Intensitätswerte auf den Geraden $A-A$ und $B-B$ gemäss Fig. 7 zusammengestellt sind.

Sämtliche Werte sind in M C S berechnet (vergl. die Note Seite 252) und unter der Voraussetzung, dass alle Nadeln einen Radiuminhalt haben, der 1 mgr. pro cm. Nadellänge entspricht. Man muss sich also die grösseren Nadeln mit z. B. Radiumbariumsulfat von geeigneter Radiumkonzentration gefüllt denken. Durch Multiplikation mit dem Radiuminhalt in mgr. Radiumelement pro cm. innere Länge erhält man demnach die Intensität bei beliebiger Beschickung.

Mit Hilfe der Tabellen erhält man die Kurven in Fig. 8—14 auf den Seiten 282 bis 288, die die Charakteristika der verschiedenen Nadeln mit den verschiedenen Durchmessern und Längen wiedergeben.

Fig. 8 und 9 zeigen die Abnahme der γ -Strahlung im Gewebe auf einer Linie durch den Mittelpunkt der Nadeln, $A-A$ in Fig. 7. Mit Hilfe dieser Kurven kann man demnach die Strahlungsintensität auf 0.2—2.0 cm. resp. 1.0—5.0 cm Abstand von den Nadelachsen bestimmen.

Fig. 10 und 11 zeigen dieselben auf einer Linie durch den Endpunkt der Nadeln, $B-B$ in Fig. 7.

Fig. 12 und 13 veranschaulichen, wie sich mit der Veränderung der Nadel-Durchmesser und -Längen die Intensität auf der Oberfläche derselben verändert. Die Bezeichnungen α und β beziehen sich auf verschiedene Absorptionskonstanten, wie bereits auf Seite 253 erwähnt. Wie man sieht, beeinflussen die Fehler in den Absorptionskoeffizienten die Tendenz der Kurven nicht nennenswert. Die Kurven der Mittelwerte können also ohne grössere Gefahr zu relativen Berechnungen herangezogen werden.

In Fig. 14 ist die Intensität an der Oberfläche mit der auf 1 cm Abstand verglichen, woraus man bis zu einer gewissen Grenze Anhalte für

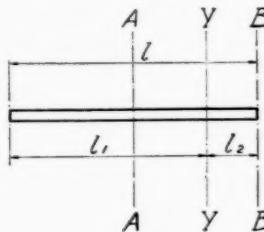


Fig. 7.

Tabelle I. γ -Strahlungsdichte in MCS auf der Mittelpunktnormale der Präparatachse (A—A nach Fig. 7) bei Radiumnadeln von verschiedenen Typen

Abstand: $a =$ 0.076 cm	Totale Ra-Quantität: α β	0.5 mgr			1.0 mgr			1.5 mgr			2.0 mgr			3.0 mgr			5.0 mgr		
		0.5 cm	1.0 cm	1.5 cm	I	II	III	I	II	III									
0.10	α	31.9	34.9	35.8	29.5	31.9	32.5	33.4	34.2	34.4	36.2	32.6	32.7	36.4	32.7	36.7	32.7	34.7	
	β	29.1	23.0	25.1	20.5	21.3	22.9	22.9	23.8	24.3	23.8	24.3	24.4	24.1	24.6	27.2	27.6	24.2	26.1
0.15	α	22.1	23.0	26.0	24.0	22.2	24.0	24.9	24.8	25.6	25.1	25.8	25.5	26.1	25.5	26.1	25.7	26.1	
	β	20.5	21.3	23.5	18.1	18.0	16.9	16.9	16.0	17.8	16.0	16.0	16.4	16.4	18.2	18.5	18.5	18.7	
0.20	α	14.0	13.1	15.3	13.6	13.6	16.1	16.1	16.1	16.9	16.9	17.3	17.3	17.3	17.6	17.6	17.6	17.7	
	β	13.7	7.8	7.8	8.1	8.1	10.6	10.6	10.6	11.5	11.5	11.4	11.9	11.9	12.3	12.3	12.3	12.3	
0.50	α	8.4	8.3	11.0	7.8	7.8	10.1	10.1	10.1	10.9	10.9	10.9	11.3	11.3	12.4	12.4	12.4	12.4	
	β	7.8	7.8	10.1	7.8	7.8	10.1	10.1	10.1	10.9	10.9	10.9	11.3	11.3	12.3	12.3	12.3	12.3	
1.00	α	1.72	1.72	2.89	1.59	1.59	2.76	2.76	2.76	3.59	3.59	3.44	4.02	4.02	4.48	4.48	4.48	4.48	
	β	1.66	0.44	0.84	0.40	0.40	0.75	0.75	0.75	1.16	1.16	1.04	1.25	1.25	3.84	4.26	4.26	4.58	
2.00	α	0.110	0.210	0.310	0.092	0.180	0.265	0.265	0.265	1.10	1.10	1.10	1.33	1.33	1.64	1.64	1.64	1.64	
	β	0.101	0.015	0.044	0.011	0.011	0.029	0.029	0.029	0.288	0.288	0.288	0.370	0.370	0.508	0.508	0.508	0.508	
5.00	α	0.013	0.013	0.039	0.026	0.026	0.033	0.033	0.033	0.043	0.043	0.043	0.064	0.064	0.075	0.075	0.075	0.075	
	β	0.013	0.013	0.039	0.026	0.026	0.033	0.033	0.033	0.043	0.043	0.043	0.064	0.064	0.113	0.113	0.113	0.113	

Tabelle II. γ -Strahlungsintensität in MCS auf der Normale gegen die Präparatachse (B—B nach Fig. 7) an den Endpunkten der Salzhöhe bei Radiumnadeln von verschiedenen Typen

die am zweckmässigsten zu wählende Nadeltype nehmen kann. Man könnte sagen, dass die Werte dieser Kurve bis zu einem gewissen Grade der prozentualen Tiefendosis der Röntgentherapie entsprechen. Aus diesen Kurven geht hervor, in welchem Maasse sich mit Erhöhung des Nadeldurchmessers und der -Länge die Bestrahlungsverhältnisse verbessern.

Verwendung der obigen Berechnungsergebnisse in der praktischen Therapie

Ehe man dazu übergeht, die hier erhaltenen Berechnungsergebnisse in der praktischen Therapie zu verwenden, muss man sich unbedingt darüber klar sein, teils in welchem Masse die einzelnen Intensitäts-werte den wirklichen Verhältnissen entsprechen, teils inwieweit die Dosen im Gewebe überhaupt nur durch die γ -Intensität bestimmt werden. Beide diese Fragen sind von dem Grade der Einwirkung der Sekundärstrahlung abhängig, d. i. in welchem Masse diese die »physikalische Dosis« beeinflusst.

Eines ist offenbar, nämlich, dass die vom Gewebe ausgehende, harte sekundäre γ -Strahlung eine relativ grössere Erhöhung der Intensität hervorruft, je grösser die Entfernung von der Strahlungsquelle ist. Hält man sich jedoch innerhalb einer kleinen Zone, also in wenigen Millimetern (< 1 cm) Abstand von der Radiumnadel, dürfte diese Sekundärstrahlung grosse Fehler in den *relativen* Werten kaum verursachen. Dass bei der Intubation mit mehreren Nadeln infolge der harten Sekundärstrahlung ein gewisser Ausgleich in der Dosenverteilung entstehen kann, ist selbstverständlich.

Die weiche Sekundärstrahlung wird in homogenen Substanzen in genügendem Abstand von der Oberfläche gleichfalls keine bedeutende Einwirkung auf die relativen Intensitätswerte haben, denn die Intensität derselben muss ja, wie schon oben mit Bezug auf die sekundäre β -Strahlung erwähnt, an dem Punkte, welcher Gegenstand der Berechnung ist, als der γ -Intensität proportional angenommen werden. An der Oberfläche der Nadeln bewirkt aber diese Strahlung eine erhebliche Erhöhung der Dosis, weshalb die berechneten Intensitäten hier, im Verhältnis zu den für grössere Abstände berechneten, keine einwandfreie Vorstellung über die Dosenverteilung geben können. Will man die Intensitätskurven also als Dosenkurven verwenden, muss man sich denken, dass *eine Veränderung des Dosenmassstabes eintritt, sobald man sich der Nadel auf einen kürzeren Abstand, sagen wir 3—4 mm, nähert*. Da diese Veränderung bei den einzelnen Nadeltypen aber mit aller Wahrscheinlichkeit in ungefähr gleicher Weise verläuft, kann man ohne Gefahr für allzu grosse Fehler die Intensitätskurven als Dosen-

kurven benutzen, solange es sich nur darum handelt, Vergleiche der mit verschiedenen Nadeltypen erhaltenen Resultate zu machen.

In den Kurven auf den Seiten 282 bis 301 kann also das Verhältnis der Maximalwerte zu den Minimalwerten nicht als richtig gelten; dagegen dürfen die Verhältnisse der Maximalwerte zu den Minimalwerten für die verschiedenen Nadeltypen und zum Teil auch für Nadelkombinationen miteinander vergleichbar sein. Ausserdem dürfen die Maximalwerte an den Nadeloberflächen und die Minimalwerte unter sich vergleichbar sein. Diese Einschränkung in der Anwendbarkeit der berechneten Angaben ist um so notwendiger, als sich mit dem Abstand von der Nadel auch die γ -Strahlenqualität verändert, und aus demselben Grund auch die Dosis nicht proportional der γ -Intensität sein kann.

In den folgenden Berechnungen ist nun trotz des oben Gesagten in gewissen Fällen eine Addition incommensurabler Dosen vorgenommen worden, was zur Folge hat, dass die Kurven in Fig. 15—26 nur für Vergleiche unter sich verwendet werden können.

Bei praktisch gesehen jeder Intubation darf man davon überzeugt sein, dass die grösste Dosis an den Nadeloberflächen entsteht. Geht man nun davon aus, dass die maximale Intensität einen gewissen Wert niemals übersteigen darf, kann es von Interesse sein, bei den einzelnen Nadeltypen von verschiedenem Radiuminhalt, Diameter und Länge auch die maximalen Bestrahlungszeiten zu kennen, die nicht überschritten werden dürfen. Hierbei muss man eine bestimmte *Normalnadel* als Ausgangspunkt nehmen, deren biologische Wirkung insoweit bekannt ist, als die längste Zeit, die sie sich im Gewebe befinden darf ohne Radiumbeschädigungen hervorzurufen, bekannt ist. Als eine geeignete solche Normalnadel kann man z. B. eine Nadel von 1 cm Länge, 2 mm äusserem Durchmesser und einer Wandstärke = 0.5 mm Platin bezeichnen. Mit einer solchen Nadel als Basis wurde Tabelle III aufgestellt.

Tabelle III

Äusserer Diameter	Länge der Radiumfüllung			
	0.5 em.	1.0 em.	1.5 em.	> 2.0 em.
	$k =$	$k =$	$k =$	$k =$
I. 1.5 mm	0.81	0.75	0.73	0.72
1.75 >	0.95	0.86	0.84	0.83
II. 2.0 >	1.12	1.00	0.97	0.96
2.25 >	1.29	1.18	1.09	1.08
2.5 >	1.47	1.27	1.22	1.20
2.75 >	1.68	1.41	1.34	1.32
III. 3.0 >	1.83	1.55	1.47	1.44

Durch Multiplikation der Werte k der Tabelle mit der maximalen Behandlungszeit T_N , die für die Normalnadel gültig ist, erhält man die Behandlungszeiten T_B , die für die verschiedenen Nadeltypen als Maximalzeit angenommen werden müssen. Ist die Radiummenge pro cm Länge der betr. Nadel B eine andere als die der Normalnadel N , multipliziert man mit dem Verhältnis zwischen den Radiummengen pro cm in N und B , also:

$$T_B = T_N \cdot k \cdot \frac{Ra_N}{Ra_B}$$

Diese Tabelle III gilt mit genügender Genauigkeit auch für die Intubation von mehreren Nadeln, sobald der Abstand zwischen denselben grösser als 7—8 mm ist, dies u. A. auf Grund dessen, was hier oben in Bezug auf die sekundäre β -Strahlung der Nadeloberfläche gesagt ist.

Bei der Intubation kommt aber nur äusserst selten eine einzelne Nadel zur Verwendung. Es gilt also, für verschiedene Nadelkomplexe die Verteilung der Strahlung zu finden. Hier können natürlich nur einige wenige Fälle mit unvermeidlicher Schematisierung zum Gegenstand einer Berechnung gemacht werden, die immerhin einige prinzipielle Fingerzeige geben können. Bedient man sich aber der am Ende dieser Arbeit beigefügten Formeln und Tabellen, so sind auch für jeden beliebigen Fall die Berechnungen möglich. Die oben erwähnten Fig. 15—26 auf Seite 290 bis 301 zeigen einige Berechnungsergebnisse. Der Pfeil an den linken Seiten der Nadelreihen bedeutet, dass bei der Berechnung mindestens 3 Stück Nadeln in der betr. Richtung angenommen worden sind. Im oberen Teil der Diagramme sind die betr. Nadellängen angegeben. Diese Längen bezeichnen, wie schon früher erwähnt, die Länge der Radiumfüllung. Die Prozentziffern geben das Verhältnis der Minimumintensitäten zum Mittelwert der zwei nächsten Intensitätsmaxima an.

A. Nadeln in einer Ebene

Fig. 15—22 zeigen die Verteilung der Intensität bei Nadeln, die in derselben Ebene parallel gerichtet sind und eine rektanguläre Figur (vergl. Fig. 23) bilden.

Fig. 15 bezieht sich auf eine Linie, die durch die Mittelpunkte der Nadeln geht und als Abszissenachse für die Intensitätskurven verwendet werden kann. Der Abstand zwischen den Nadelachsen beträgt 0.5 cm. Bemerkenswert ist die beträchtliche, relative Überdosierung, die man trotz dieses kleinen Abstandes an der Oberfläche kurzer Nadeln erhält.

Fig. 16 zeigt die Strahlungsintensität auf einer Linie, die mit der vorigen parallel und in einer Ebene von 0.25 cm. Abstand von der Na-

delebene verläuft. Bei den untersuchten Nadeldurchmessern verbleiben die Intensitätskurven hier, praktisch gesehen, dieselben.

Fig. 17 und 18 sowie 19 und 20 sind in derselben Weise entstanden, wie Fig. 10 und 11, doch wurde der Abstand zwischen den Nadeln auf 0.75 resp. 1.0 cm erhöht, und die Kurven in Fig. 20 beziehen sich auf Abstände von 0.5 und 1 cm von der Nadeloberfläche. Aus Fig. 19 ist deutlich zu erkennen, um wieviel sich die Strahlungsverteilung verbessert, wenn man Nadeln von verhältnismässig grossem Durchmesser nimmt.

Bei Fig. 21 und 22 ist der Abstand zwischen den Nadeln 1.5 cm gross, ein in der Praxis wohl nur sehr selten vorkommender Fall, etwa bei sehr grossen Tumoren, wobei nur lange Nadeln verwendet werden sollten. Diese Art Intubation dürfte wegen der grossen Intensitätsvariationen mit Erfolg nur dann durchführbar sein, wenn außerdem der äussere Durchmesser der Präparate ein beträchtlicher ist.

Fig. 23—25 betrifft die Untersuchung der Strahlenverteilung in einigen speziellen Fällen. Die Kurven in Fig. 23 und 24 zeigen, dass man bei einem oval geformten, flächenförmigen Tumor entweder viele kurze Nadeln in der Quere (Fall X₁) oder wenige lange Nadeln in der Längsrichtung (Fall X₂) benutzen kann, ohne dass irgend ein grösserer Unterschied in der Dosenverteilung entsteht.

Aus Fig. 25 ist ersichtlich, dass eine Applikation der Nadeln, wie X₂ veranschaulicht, viel günstiger ist, als wie bei X₁ derselben Figur. In der Mitte des Vierecks, bei X₁, wird die Dosis beinahe nur die Hälfte der im Falle X₂ erreichten Durchschnittsdosis betragen, obwohl die maximale Intensität an der Nadeloberfläche bei B—B in der Nähe des bei A—A erhaltenen Wertes liegt.

B. Nadeln in mehreren Ebenen

Durch einfache Addition der Kurven in den Figuren 15—22 kann man die Verhältnisse bei Intubation in Tumoren, in denen Nadeln in mehreren Ebenen appliziert werden müssen, einigermassen gut überblicken. Die Dosenverteilung wird dabei selbstverständlich verbessert, was schon die Untersuchung des Falles mit zwei solchen Ebenen erkennen lässt. Fig. 26 mit Fig. 19 und 20 verglichen, zeigt inwieweit dies der Fall sein kann. Dennoch sind die maximalen Dosen immer sehr stark an den Nadeloberflächen konzentriert.

Allgemeine Prinzipien für die Nadeltherapie

Geht man von der Ansicht aus, dass bei Intubationen die Intensität auf der Nadeloberfläche von wesentlicher Bedeutung für die Resultate

ist, können auf Grund obiger Berechnungen folgende, allgemeine Grundsätze für die Nadeltherapie aufgestellt werden:

1. Der Nadeldurchmesser muss so gross gewählt werden, wie es die Intubationstechnik überhaupt zulässt (wenn möglich > 2 mm), da man andernfalls eine bedeutende Überdosierung an der Nadeloberfläche erhält. Letztere wird dadurch allerdings grösser, doch verringert sich die Dosis pro Flächeneinheit erheblich.

2. Die Länge der Radiumfüllung, sowie die Endpunkte derselben müssen genau festgestellt und markiert sein, letzteres deshalb, weil die Intensität an diesen Endpunkten sehr schnell abnimmt.

3. Ob lange oder kurze Nadeln zu verwenden sind, soll einzig vom Gesichtspunkte der Intubationstechnik aus beurteilt werden, d. h. nur die Länge soll gewählt werden, die ein exaktes Einführen der Nadeln im gewünschten Abstande und in der richtigen Richtung gestattet. Im allgemeinen werden die Nadeln parallel zu einander zu legen sein, dies schon deshalb, weil dabei die Strahlungsverteilung am leichtesten zu überblicken ist.

4. Eine Berührung der einzelnen Nadeln unter sich ist unter allen Umständen zu vermeiden, da eine solche stets eine grosse Gefahr für Überdosierung mit sich führt. Um die richtige Lage der Nadeln zu erhalten, ist es in den Fällen, in denen dies überhaupt möglich ist, zweckmässig, die Nadeln so einzuführen, dass beide Enden heraus schauen. Eine etwas zu grosse Länge der Nadeln ist dabei von relativ geringer Bedeutung.

5. Zwecks einer guten Strahlenverteilung (maximale Intensitätsvariationen nach Fig. 15—26 1:4) darf der Abstand der Nadeln bei einem Durchmesser derselben von 1.8—2.2 mm höchstens 8—10 mm betragen. Sind Durchmesser und Nadellänge klein, muss der Abstand geringer sein, sind diese Dimensionen gross, darf auch der Abstand grösser sein, insbesondere, wenn die Nadeln in mehreren Ebenen liegen.

6. Es wäre wünschenswert, statistisches Material darüber zu besitzen, ob nicht bei Intubationen die Grösse der Dosen auf der Oberfläche der Präparate für die Behandlungsresultate von wesentlicher Bedeutung ist, d. h. festzustellen, ob Tabelle III auf Seite 261 wirklich für die approximative Bestimmung der höchstzulässigen Dosen verwendbar ist.

ZUSAMMENFASSUNG

Die Abhandlung enthält einige Berechnungen über die Intensitätsverhältnisse bei Radiumpräparaten, insbesondere bei Radiumnadeln für Intubationszwecke.

Die Untersuchungen sind für 3 verschiedene Nadeldurchmesser (äusserer Durchmesser: 1.5, 2.0 und 3.0 mm.) und für 6 verschiedene Nadellängen (0.5,

1.0, 1.5, 2.0, 3.0 und 5.0 cm.) durchgeführt, indem die cylindrischen Wände als aus 0.5 mm. Platina bestehend angenommen wurden. Eine in einer früheren Arbeit (Acta Radiol. 1, 1921, S. 89) angegebene Formel ist hierbei zu Anwendung gekommen. Die Berechnungen sind mit Maximal- und Minimalwerten für die betreffenden Absorptionskoeffizienten (Radiumsulfat, Platin und Gewebe) ausgeführt. Die Resultate ergaben, dass Fehler in den Absorptionskoeffizienten bei den einzelnen Nadeltypen die relativen Intensitätswerte nicht nennenswert beeinflussen. Ferner wird mittels einer graphischen Integrationsmethode bewiesen, dass man bei Radiumpräparaten von > 1 cm. Länge und < 2.5 mm. äusserem Durchmesser ohne grössere Fehler die Strahlungsintensität an der Oberfläche derselben ebenso berechnen kann, als wenn der Radiuminhalt auf der Achse des Präparates konzentriert wäre, vorausgesetzt dass man sich mit einer Genauigkeit von max. 5 % begnügt.

Auf Basis der berechneten γ -Intensität an der Oberfläche der Präparate sind sodann die Werte zusammengestellt worden, mit denen man die Bestrahlungszeiten ermitteln kann, die bei den verschiedenen Nadeltypen die gleiche Dosis an der Oberfläche ergeben. Da die Intensitäten an dieser Fläche, auch infolge der sekundären β -Strahlung von der äussersten Schicht der Präparate aus, recht beträchtliche Werte erreichen, wird auf die Möglichkeit hingewiesen, durch diese Flächenintensitäten die maximalen Behandlungszeiten, die bei den einzelnen Nadeltypen nicht überschritten werden dürfen, zu bestimmen.

Die betreffenden Berechnungsresultate sind in mehreren Diagrammen und Tabellen zusammengestellt, aus denen Angaben über die in der Praxis vorkommenden Intensitäten entnommen werden können. Unter anderem ist die Intensitätsverteilung bei Applizierung der verschiedenen Nadeltypen in einer Ebene eingehend untersucht, und sind Kurven für dieselbe aufgestellt worden. Es wird ausdrücklich darauf hingewiesen, dass die Ergebnisse nur bis zu einem gewissen Grade direkt miteinander vergleichbar sind. Dies infolge der Verschiedenheit in der Qualität der Strahlung bei wachsendem Abstande von der Strahlungsquelle, ein Umstand der zum Teil auf die sekundäre β -Strahlung zurückzuführen ist und berücksichtigt werden muss.

Es folgen einige allgemeine Anweisungen für die Intubation mit Radiumnadeln, die zum Teil in diesen Berechnungen ihre Begründung finden.

Den Schluss der Arbeit bilden einige Formeln, Diagramme und Tabellen für die Bestimmung der Strahlungsintensität an der Oberfläche von Radiumpräparaten und in deren nächster Umgebung. Unter anderem ist eine Tabelle über die für die Berechnung der Intensität bei stabförmigen Präpara-

ten wichtigen Funktionen $\int e^{-\frac{\sum \mu d}{\cos \varphi}} \cdot d\varphi$ wiedergegeben.

SUMMARY

This paper contains calculations of the distribution of intensity on the surface and in the immediate vicinity of radium preparations, particularly radium needles, for interstitial purposes.

Three different needle diameters (outer diam. 1.5, 2.0, and 3.0 mm.) and 6 different lengths of needle (0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 3.0, and 5.0 mm.) have been investigated, and the cylindrical needle wall has been assumed to be 0.5 mm.

platinum. A formula given in an earlier paper (Acta Radiol. 1, 1921, p. 89) has been used for the calculations which are carried out with maximum and minimum values for the absorption coefficients involved (radium sulphate, platinum, and tissue). The results show the relative intensity values of different types of needles to be substantially unchanged by errors in the absorption coefficients. By means of a graphic method of integration, it has been proved that with fair accuracy the radiation intensity at the surface of radium preparations of > 1 cm. length and < 2.5 mm. outer diameter may be computed as if the radium were concentrated in the preparation axis, provided an exactitude within at the most 5 per cent is required.

Proceeding from the γ -intensities at the surface of the preparation, relative values have been collocated, from which may be determined the radiation time which, for different types of needles, will give the same dose at the needle surface. As the intensities at this surface, on account also of secondary β -radiation from the outermost layers of the preparations, reach very high values, the suggestion is made that a maximum time of treatment, which must not be exceeded when using each different type of needle, might be determined from these surface intensities.

The results of the calculations are collected in a number of tables and diagrams, from which intensity data relating to any case occurring in therapeutical practice may be obtained. The distribution of intensity in different types of needles all placed in one plane have, *inter alia*, been exhaustively investigated, and the corresponding curves plotted. It is expressly pointed out that the values obtained are only to a certain extent commensurable because of the qualitative differences at varying distances from the radium needle, partly on account of secondary β -radiation.

At the end of the paper formulas, diagrams, and tables are collected, for the purpose of determining the radiation intensity on the surface and in the immediate vicinity of radium preparations. Among these is an table of the

funktion $\int e^{-\frac{\sum ud}{\cos \theta}} \cdot dq$, so important for calculating the intensity of rodshaped preparations.

RÉSUMÉ

Le présent travail comprend des calculs de la répartition de l'intensité à la surface et dans le voisinage immédiat de préparations au radium, et notamment d'aiguilles de radium destinées à l'intubation.

Les essais ont été effectués avec des aiguilles de trois diamètres différents (diamètre extérieur de 1.5, 2.0 et 3 mm.) et pour six longueurs d'aiguilles différentes (0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 3.0 et 5.0 cm.), la paroi cylindrique des aiguilles étant supposée constituée par 0.5 mm. de platine. Nous avons utilisé ici une formule indiquée dans un travail antérieur (Acta Radiol. 1, 1921, p. 89). Les calculs ont été faits avec les valeurs maxima et minima des coefficients d'absorption intervenus (sulfate de radium, platine et tissus). Les résultats indiquent que les valeurs relatives de l'intensité pour différents types d'aiguilles ne varient pas sensiblement pour des erreurs dans les coefficients d'absorption. A l'aide d'une méthode graphique d'intégration, on a démontré que l'on peut, sans erreur appréciable, calculer l'intensité de radiation à la surface d'une préparation au radium par les dimensions suivantes: longueur, 1 cm., diamètre extérieur, 0.7 mm., tout

comme si le radium se trouvait concentré dans l'axe de la préparation, à la condition qu'on ne recherche qu'une précision de 5 %.

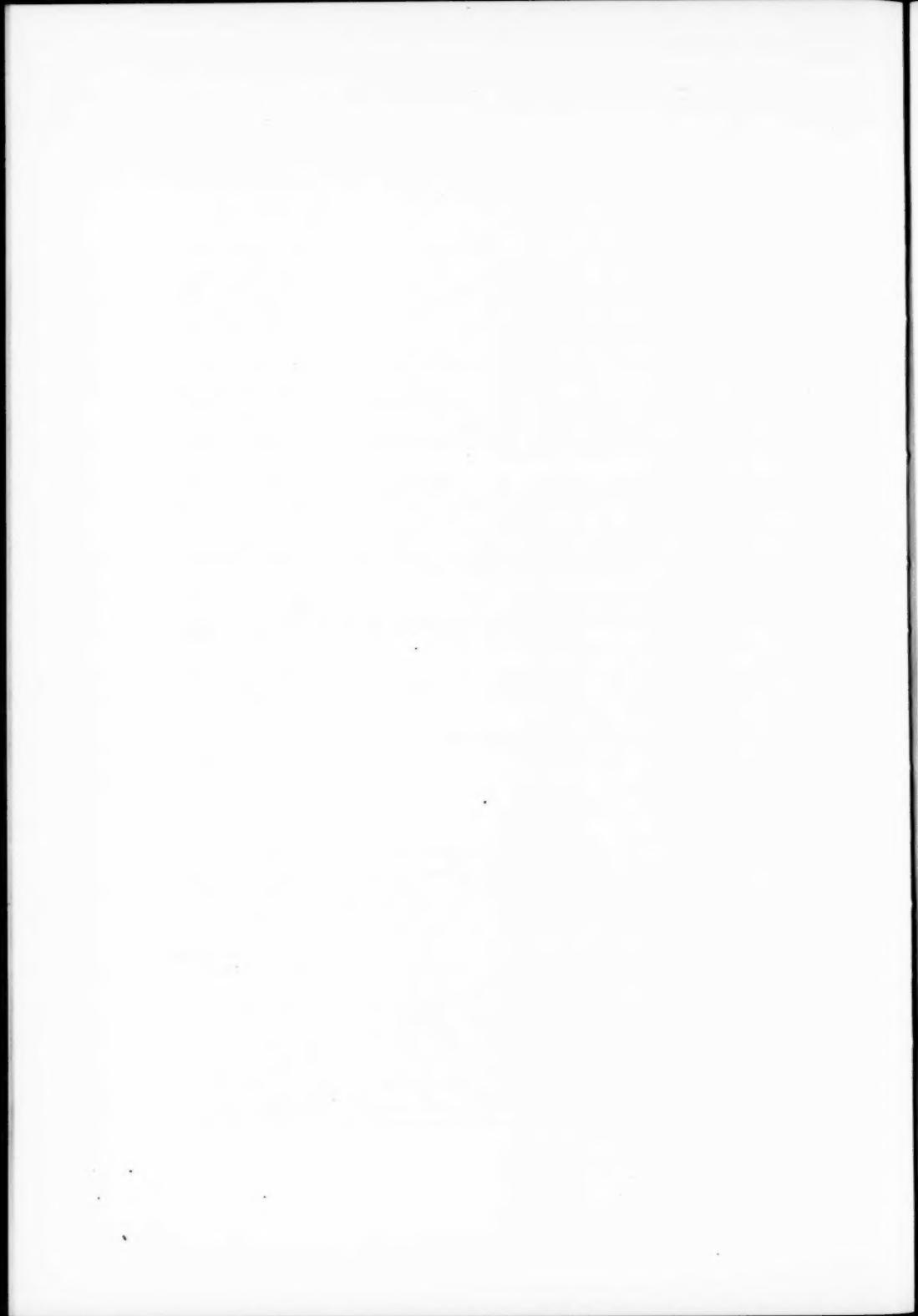
En partant des intensités γ à la surface de la préparation, on a réuni les valeurs relatives permettant de trouver la durée d'irradiation qui, pour les différents types d'aiguilles, donne la même dose à la surface de l'aiguille. Les intensités au niveau de cette surface atteignant également, par suite de radiations secondaires β provenant des couches extrêmes de la préparation, des valeurs très élevées, l'auteur indique la possibilité de fixer par les intensités à la surface de chaque type d'aiguille la durée maximum de traitement, qui ne doit pas être dépassée.

Les résultats obtenus par le calcul ont été réunis en tableaux et en un certain nombre de diagrammes, dans lesquels les données d'intensités pour les cas survenant dans la pratique pourront être puisées. Entre autres recherches, on a attentivement étudié la répartition des intensités pour différents types d'aiguilles placées dans un seul et même plan, et on a construit les courbes correspondantes. Il y a lieu de faire remarquer que les valeurs obtenues ne sont que jusqu'à un certain point comparables entre elles. Ceci tient à la différence qualitative que présentent les radiations à des distances différentes de la source, par suite, en partie, d'un rayonnement secondaire β .

L'auteur donne un certain nombre de principes pour l'intubation avec des aiguilles de radium, principes qui sont partiellement fondés sur les calculs effectués.

Dans la partie terminale de ce travail, l'auteur a réuni des formules, diagrammes et tableaux, permettant de déterminer l'intensité des radiations à la surface et au voisinage immédiat de la préparation de radium. On y trouvera no-

tamment un tableau de la fonction $\int e^{-\frac{\Sigma_{rad}}{cos \theta} \cdot dq}$ particulièrement importante pour le calcul de l'intensité concernant les préparations en forme de bâtonnets.



FORMELN UND TAFELN

Berechnung der γ -Intensität bei stabförmigen Radiumpräparaten

$$I = \frac{P}{l} \cdot \frac{1}{a} \left[F(q_2 A) - F(q_1 A) \right]$$

Hierbei ist:

I = die Intensität der γ -Strahlung in relativen Einheiten. (MCS vergl. Note Seite 252.)

$\frac{P}{l}$ = die Radiummenge in mgr Radiumelement pro cm Länge der Radiumfüllung.

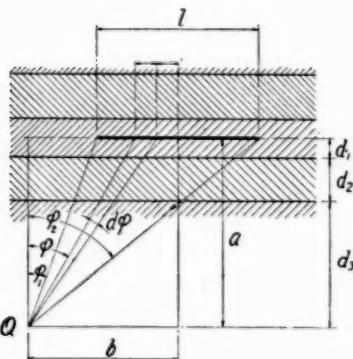
a , q_1 und q_2 gehen aus nebenstehender Figur hervor.

$A = \mu_1 d_1 + \mu_2 d_2 + \dots$ worin μ_1 , μ_2 u. s. w. (siehe nebenstehende Tabelle) die Absorptionskoeffizienten der verschiedenen Substanzen mit den Schichtdicken d_1 , d_2 u. s. w. sind, und die Werte

$F(qA)$ aus den Tafeln auf den Seiten 271 bis 280 entnommen werden können.

Absorptionskoeffizienten bei Schichtdicken < 1 cm.

Stoff	Dichte	μ med.
Wasser	1.0	0.08 ¹
Gewebe	1.1	0.09 ¹
Aluminium	2.7	0.20
Zink	7.2	0.5
Zinn	7.3	0.5
Eisen	7.9	0.6
Messing	8.4	0.6
Neusilber	8.5	0.7
Kupfer	8.9	0.7
Nickel	8.9	0.7
Silber	10.5	0.9
Blei	11.3	1.1
Quecksilber	13.6	1.3
Gold	19.3	1.9
Platin	21.4	2.0
RaSO_4^2	2.0	0.15



¹ Diese Werte können für Schichtdicken bis 10 cm benutzt werden.

² 90 %-iges, wasserfreies Sulfat mittlerer Packungshärte.

Tafel I a.

$$\tilde{g}(\varphi, A) = \int_0^{\varphi} e^{-\frac{A}{\cos \varphi}} \cdot d\varphi \text{ nach graphischer Methode berechnet. (Fehler } < \pm 1/4\% \text{).}$$

Absorptionsexponent, A: 0,00—0,10.
 30° — 60° .

$tg \varphi$	φ	0.00	0.01	0.02	0.03	0.04	0.05	0.06	0.07	0.08	0.09	0.10	φ
0.577	30°	0.524	0.518	0.513	0.507	0.502	0.497	0.492	0.487	0.481	0.476	0.471	30°
0.601	31	0.541	0.535	0.530	0.524	0.519	0.513	0.508	0.503	0.497	0.492	0.486	31
0.625	32	0.559	0.553	0.547	0.541	0.535	0.530	0.525	0.519	0.513	0.507	0.502	32
0.649	33	0.576	0.570	0.565	0.558	0.552	0.546	0.541	0.535	0.528	0.523	0.517	33
0.675	34	0.594	0.588	0.582	0.575	0.568	0.563	0.558	0.551	0.544	0.538	0.533	34
0.700	35	0.611	0.605	0.599	0.592	0.585	0.579	0.574	0.567	0.560	0.554	0.548	35
0.727	36	0.628	0.622	0.616	0.609	0.602	0.595	0.590	0.583	0.576	0.570	0.564	36
0.754	37	0.646	0.639	0.633	0.625	0.618	0.612	0.606	0.599	0.592	0.586	0.579	37
0.781	38	0.663	0.657	0.650	0.642	0.635	0.628	0.622	0.615	0.607	0.601	0.595	38
0.810	39	0.681	0.674	0.667	0.658	0.651	0.645	0.638	0.631	0.623	0.617	0.610	39
0.839	40	0.698	0.691	0.684	0.675	0.668	0.661	0.654	0.647	0.639	0.633	0.626	40
0.869	41	0.715	0.708	0.701	0.692	0.684	0.677	0.670	0.663	0.655	0.648	0.641	41
0.900	42	0.733	0.726	0.718	0.709	0.701	0.694	0.686	0.679	0.670	0.664	0.656	42
0.933	43	0.750	0.743	0.735	0.725	0.717	0.710	0.703	0.694	0.686	0.679	0.672	43
0.966	44	0.768	0.761	0.752	0.742	0.734	0.726	0.719	0.710	0.701	0.695	0.687	44
1.000	45	0.785	0.778	0.769	0.759	0.750	0.743	0.735	0.726	0.717	0.710	0.702	45
1.036	46	0.803	0.795	0.786	0.776	0.767	0.759	0.751	0.742	0.733	0.725	0.717	46
1.072	47	0.820	0.812	0.802	0.793	0.783	0.775	0.767	0.758	0.748	0.740	0.732	47
1.111	48	0.838	0.830	0.819	0.809	0.800	0.792	0.783	0.773	0.764	0.756	0.747	48
1.150	49	0.855	0.847	0.836	0.826	0.816	0.808	0.799	0.789	0.779	0.771	0.762	49
1.192	50	0.873	0.864	0.853	0.843	0.833	0.824	0.815	0.805	0.795	0.786	0.777	50
1.235	51	0.890	0.881	0.870	0.860	0.849	0.840	0.831	0.821	0.810	0.801	0.792	51
1.280	52	0.908	0.898	0.887	0.876	0.866	0.856	0.847	0.836	0.825	0.816	0.807	52
1.327	53	0.925	0.916	0.904	0.893	0.882	0.872	0.862	0.852	0.841	0.832	0.821	53
1.376	54	0.943	0.933	0.921	0.909	0.899	0.888	0.878	0.867	0.857	0.847	0.836	54
1.428	55	0.960	0.950	0.938	0.926	0.915	0.904	0.894	0.883	0.872	0.862	0.851	55
1.483	56	0.977	0.967	0.955	0.942	0.931	0.920	0.910	0.898	0.887	0.877	0.865	56
1.540	57	0.995	0.984	0.972	0.959	0.947	0.936	0.925	0.914	0.902	0.891	0.880	57
1.600	58	1.012	1.002	0.988	0.975	0.964	0.952	0.941	0.929	0.917	0.906	0.894	58
1.664	59	1.030	1.019	1.005	0.992	0.979	0.968	0.957	0.945	0.932	0.920	0.909	59
1.732	60°	1.047	1.036	1.022	1.008	0.996	0.984	0.972	0.960	0.947	0.935	0.923	60°

Tafel II a.

$\tilde{S}(\varphi, A) = \int_0^{\varphi} e^{-\frac{A}{\cos \varphi}} \cdot d\varphi$ nach graphischer Methode berechnet. (Fehler $< \pm 1/4 \%$).

Absorptionsexponent, A: 0,10—0,20.

30°—60°.

$tg \varphi$	φ	0.10	0.11	0.12	0.13	0.14	0.15	0.16	0.17	0.18	0.19	0.20	φ
0.577	30°	0.471	0.466	0.461	0.457	0.452	0.447	0.442	0.438	0.433	0.429	0.424	30°
0.601	31	0.486	0.481	0.476	0.472	0.467	0.462	0.457	0.452	0.448	0.443	0.438	31
0.625	32	0.502	0.497	0.492	0.486	0.481	0.476	0.471	0.466	0.462	0.457	0.452	32
0.649	33	0.517	0.512	0.507	0.501	0.496	0.491	0.486	0.481	0.475	0.470	0.465	33
0.675	34	0.533	0.527	0.522	0.516	0.511	0.505	0.500	0.495	0.489	0.484	0.479	34
0.700	35	0.548	0.542	0.537	0.531	0.526	0.520	0.515	0.509	0.504	0.498	0.493	35
0.727	36	0.564	0.558	0.552	0.547	0.541	0.535	0.529	0.524	0.518	0.513	0.507	36
0.754	37	0.579	0.573	0.567	0.561	0.555	0.549	0.543	0.537	0.532	0.526	0.520	37
0.781	38	0.595	0.589	0.583	0.576	0.570	0.564	0.558	0.552	0.546	0.540	0.534	38
0.810	39	0.610	0.604	0.597	0.591	0.584	0.578	0.572	0.566	0.559	0.553	0.547	39
0.839	40	0.626	0.619	0.613	0.606	0.600	0.593	0.587	0.580	0.574	0.567	0.561	40
0.869	41	0.641	0.634	0.627	0.621	0.614	0.607	0.600	0.594	0.587	0.581	0.574	41
0.900	42	0.656	0.649	0.642	0.635	0.628	0.621	0.614	0.607	0.601	0.594	0.587	42
0.933	43	0.672	0.665	0.658	0.650	0.643	0.636	0.629	0.622	0.615	0.608	0.601	43
0.966	44	0.687	0.680	0.672	0.665	0.657	0.650	0.643	0.636	0.628	0.621	0.614	44
1.000	45	0.702	0.694	0.687	0.679	0.672	0.664	0.657	0.649	0.642	0.634	0.627	45
1.036	46	0.717	0.709	0.701	0.694	0.686	0.678	0.670	0.663	0.655	0.648	0.640	46
1.072	47	0.732	0.724	0.716	0.708	0.700	0.692	0.684	0.676	0.669	0.661	0.653	47
1.111	48	0.747	0.739	0.731	0.722	0.714	0.706	0.698	0.690	0.683	0.675	0.667	48
1.150	49	0.762	0.754	0.745	0.737	0.728	0.720	0.712	0.704	0.696	0.688	0.680	49
1.192	50	0.777	0.768	0.760	0.751	0.743	0.734	0.726	0.718	0.709	0.701	0.693	50
1.235	51	0.792	0.783	0.774	0.766	0.757	0.748	0.740	0.731	0.723	0.714	0.706	51
1.280	52	0.807	0.798	0.789	0.779	0.770	0.761	0.752	0.744	0.735	0.727	0.718	52
1.327	53	0.821	0.812	0.803	0.793	0.784	0.775	0.766	0.757	0.749	0.740	0.731	53
1.376	54	0.836	0.826	0.817	0.807	0.798	0.788	0.779	0.770	0.761	0.752	0.743	54
1.428	55	0.851	0.841	0.831	0.822	0.812	0.803	0.793	0.784	0.774	0.765	0.756	55
1.483	56	0.865	0.855	0.845	0.835	0.825	0.815	0.806	0.796	0.787	0.777	0.768	56
1.540	57	0.880	0.870	0.860	0.849	0.839	0.829	0.819	0.809	0.800	0.790	0.780	57
1.600	58	0.894	0.884	0.873	0.863	0.852	0.842	0.832	0.822	0.812	0.802	0.792	58
1.664	59	0.909	0.898	0.888	0.877	0.867	0.856	0.846	0.835	0.825	0.814	0.804	59
1.732	60°	0.925	0.912	0.901	0.891	0.880	0.869	0.858	0.848	0.837	0.827	0.816	60°

Tafel III a.

$$\mathfrak{F}(\varphi, A) = \int_0^{\varphi} e^{-\frac{A}{\cos \varphi}} \cdot d\varphi \text{ nach graphischer Methode berechnet. (Fehler } < \pm 1/4 \%)$$

Absorptionsexponent, A: 0,20—0,30.

30°—60°.

φ	$tg \varphi$	φ	0.20	0.21	0.22	0.23	0.24	0.25	0.26	0.27	0.28	0.29	0.30	φ
30	0.577	30°	0.424	0.420	0.415	0.411	0.406	0.402	0.398	0.394	0.390	0.386	0.382	30°
31	0.601	31	0.438	0.434	0.429	0.425	0.420	0.416	0.412	0.407	0.403	0.398	0.394	31
32	0.625	32	0.452	0.447	0.443	0.438	0.434	0.429	0.424	0.420	0.415	0.411	0.406	32
33	0.649	33	0.465	0.461	0.456	0.452	0.447	0.443	0.438	0.433	0.429	0.424	0.419	33
34	0.675	34	0.479	0.474	0.470	0.465	0.461	0.456	0.451	0.446	0.441	0.436	0.431	34
35	0.700	35	0.493	0.488	0.484	0.779	0.475	0.470	0.465	0.459	0.454	0.448	0.443	35
36	0.727	36	0.507	0.502	0.497	0.493	0.488	0.483	0.477	0.472	0.466	0.461	0.455	36
37	0.754	37	0.520	0.515	0.510	0.506	0.501	0.496	0.488	0.483	0.478	0.473	0.468	37
38	0.781	38	0.534	0.529	0.524	0.518	0.513	0.508	0.502	0.497	0.491	0.486	0.480	38
39	0.810	39	0.547	0.542	0.537	0.531	0.526	0.521	0.515	0.509	0.504	0.498	0.492	39
40	0.839	40	0.561	0.556	0.550	0.545	0.539	0.534	0.528	0.522	0.516	0.510	0.504	40
41	0.869	41	0.574	0.568	0.563	0.557	0.552	0.546	0.540	0.534	0.527	0.521	0.515	41
42	0.900	42	0.587	0.581	0.576	0.570	0.565	0.559	0.553	0.546	0.540	0.533	0.527	42
43	0.933	43	0.601	0.595	0.589	0.583	0.577	0.571	0.564	0.558	0.551	0.545	0.538	43
44	0.966	44	0.614	1.608	1.602	0.596	0.590	0.584	0.577	0.570	0.564	0.557	0.550	44
45	1.000	45	0.627	0.621	0.615	0.608	0.602	0.596	0.589	0.582	0.575	0.568	0.561	45
46	1.036	46	0.640	0.634	0.627	0.621	0.614	0.608	0.601	0.594	0.586	0.579	0.572	46
47	1.072	47	0.653	0.646	0.640	0.633	0.627	0.620	0.613	0.605	0.598	0.590	0.583	47
48	1.111	48	0.667	0.660	0.653	0.646	0.639	0.632	0.625	0.617	0.610	0.602	0.595	48
49	1.150	49	0.680	0.673	0.666	0.658	0.651	0.644	0.636	0.629	0.621	0.614	0.606	49
50	1.192	50	0.693	0.686	0.678	0.671	0.663	0.656	0.648	0.640	0.633	0.625	0.617	50
51	1.235	51	0.706	0.698	0.691	0.683	0.676	0.668	0.660	0.652	0.644	0.636	0.628	51
52	1.280	52	0.718	0.710	0.702	0.695	0.687	0.679	0.671	0.663	0.654	0.646	0.638	52
53	1.327	53	0.731	0.723	0.715	0.707	0.699	0.691	0.683	0.674	0.666	0.657	0.649	53
54	1.376	54	0.743	0.735	0.727	0.718	0.710	0.702	0.693	0.685	0.676	0.668	0.659	54
55	1.428	55	0.756	0.748	0.739	0.731	0.722	0.714	0.705	0.696	0.688	0.679	0.670	55
56	1.483	56	0.768	0.759	0.751	0.742	0.734	0.725	0.716	0.707	0.698	0.689	0.680	56
57	1.540	57	0.780	0.771	0.762	0.754	0.745	0.736	0.727	0.718	0.708	0.699	0.690	57
58	1.600	58	0.792	0.783	0.774	0.765	0.756	0.747	0.738	0.728	0.719	0.709	0.700	58
59	1.664	59	0.804	0.795	0.786	0.776	0.767	0.758	0.748	0.739	0.729	0.720	0.710	59
60	1.732	60	0.816	0.807	0.797	0.788	0.778	0.769	0.759	0.749	0.740	0.730	0.720	60

Tafel IV a.

$$\bar{g}(\varphi, A) = \int_0^{\varphi} e^{-\frac{A}{\cos \varphi}} \cdot d\varphi \text{ nach graphischer Methode berechnet. (Fehler } < \pm \frac{1}{4}\%)$$

Absorptionsexponent, A: 0,30—0,40.
30°—60°.

<i>tg φ</i>	<i>φ</i>	0.30	0.31	0.32	0.33	0.34	0.35	0.36	0.37	0.38	0.39	0.40	<i>φ</i>
0.577	30°	0.382	0.378	0.375	0.371	0.367	0.364	0.360	0.356	0.352	0.349	0.345	30°
0.601	31	0.394	0.390	0.386	0.383	0.379	0.375	0.371	0.367	0.364	0.360	0.356	31
0.625	32	0.406	0.402	0.398	0.394	0.390	0.387	0.383	0.379	0.375	0.371	0.367	32
0.649	33	0.419	0.415	0.411	0.406	0.402	0.398	0.394	0.390	0.385	0.381	0.377	33
0.675	34	0.431	0.427	0.422	0.418	0.414	0.410	0.405	0.401	0.397	0.392	0.388	34
0.700	35	0.443	0.439	0.434	0.430	0.425	0.421	0.417	0.412	0.408	0.403	0.399	35
0.727	36	0.455	0.451	0.446	0.442	0.437	0.433	0.428	0.424	0.419	0.415	0.410	36
0.754	37	0.468	0.462	0.458	0.453	0.449	0.444	0.439	0.434	0.429	0.425	0.420	37
0.781	38	0.480	0.475	0.470	0.465	0.460	0.456	0.451	0.446	0.441	0.436	0.431	38
0.810	39	0.492	0.487	0.482	0.477	0.472	0.467	0.461	0.456	0.451	0.446	0.441	39
0.839	40	0.504	0.499	0.493	0.487	0.482	0.478	0.472	0.467	0.462	0.457	0.452	40
0.869	41	0.515	0.510	0.504	0.498	0.493	0.488	0.482	0.477	0.472	0.467	0.462	41
0.900	42	0.527	0.521	0.515	0.509	0.504	0.499	0.493	0.488	0.482	0.477	0.472	42
0.933	43	0.538	0.533	0.526	0.520	0.514	0.509	0.503	0.498	0.493	0.487	0.482	43
0.966	44	0.550	0.544	0.537	0.531	0.525	0.520	0.514	0.509	0.503	0.497	0.492	44
1.000	45	0.561	0.555	0.548	0.542	0.536	0.530	0.524	0.519	0.513	0.507	0.502	45
1.036	46	0.572	0.566	0.559	0.552	0.546	0.540	0.534	0.529	0.523	0.517	0.512	46
1.072	47	0.583	0.577	0.569	0.563	0.556	0.550	0.544	0.539	0.533	0.526	0.521	47
1.111	48	0.595	0.587	0.580	0.573	0.567	0.560	0.554	0.548	0.542	0.536	0.531	48
1.150	49	0.606	0.598	0.590	0.584	0.577	0.570	0.564	0.558	0.552	0.545	0.540	49
1.192	50	0.617	0.609	0.601	0.594	0.587	0.580	0.574	0.568	0.562	0.555	0.550	50
1.235	51	0.628	0.620	0.612	0.604	0.597	0.590	0.584	0.578	0.571	0.564	0.559	51
1.280	52	0.638	0.630	0.622	0.615	0.607	0.600	0.594	0.587	0.581	0.574	0.568	52
1.327	53	0.649	0.641	0.633	0.625	0.618	0.611	0.604	0.597	0.590	0.583	0.577	53
1.376	54	0.659	0.651	0.543	0.636	0.628	0.621	0.614	0.606	0.600	0.593	0.586	54
1.428	55	0.670	0.662	0.654	0.646	0.638	0.631	0.624	0.616	0.609	0.602	0.595	55
1.483	56	0.680	0.672	0.663	0.655	0.647	0.640	0.633	0.625	0.618	0.610	0.603	56
1.540	57	0.690	0.681	0.673	0.664	0.656	0.649	0.642	0.634	0.626	0.619	0.612	57
1.600	58	0.700	0.691	0.682	0.674	0.666	0.658	0.650	0.642	0.635	0.627	0.620	58
1.664	59	0.710	0.700	0.692	0.683	0.675	0.667	0.659	0.651	0.643	0.636	0.629	59
1.732	60°	0.720	0.710	0.701	0.692	0.684	0.676	0.668	0.660	0.652	0.644	0.637	60°

Tafel V a.

$$\tilde{\delta}(\varphi, A) = \int_0^{\varphi} e^{-\frac{A}{\cos \varphi}} \cdot d\varphi \text{ nach graphischer Methode berechnet. (Fehler } < \pm 1/4\% \text{).}$$

Absorptionsexponent, A: 0,40—0,50.

30°—60°.

$\operatorname{tg} \varphi$	φ	0.40	0.41	0.42	0.43	0.44	0.45	0.46	0.47	0.48	0.49	0.50	φ
0.577	30°	0.345	0.342	0.338	0.335	0.331	0.328	0.324	0.321	0.317	0.314	0.310	30°
0.601	31	0.356	0.352	0.349	0.345	0.342	0.338	0.334	0.331	0.327	0.324	0.320	31
0.625	32	0.367	0.363	0.360	0.356	0.352	0.349	0.345	0.341	0.337	0.334	0.330	32
0.649	33	0.377	0.373	0.369	0.366	0.362	0.358	0.354	0.350	0.347	0.343	0.339	33
0.675	34	0.388	0.384	0.380	0.376	0.372	0.369	0.365	0.361	0.357	0.353	0.349	34
0.700	35	0.399	0.395	0.391	0.387	0.383	0.379	0.375	0.371	0.367	0.363	0.359	35
0.727	36	0.410	0.406	0.402	0.397	0.393	0.389	0.385	0.381	0.376	0.372	0.368	36
0.754	37	0.420	0.416	0.411	0.407	0.403	0.399	0.394	0.390	0.386	0.381	0.377	37
0.781	38	0.431	0.427	0.422	0.418	0.413	0.409	0.405	0.400	0.396	0.391	0.387	38
0.810	39	0.441	0.437	0.432	0.428	0.423	0.419	0.414	0.410	0.405	0.401	0.396	39
0.839	40	0.452	0.447	0.442	0.437	0.432	0.428	0.423	0.419	0.414	0.409	0.405	40
0.869	41	0.462	0.457	0.452	0.447	0.442	0.437	0.432	0.428	0.423	0.418	0.414	41
0.900	42	0.472	0.467	0.462	0.457	0.451	0.447	0.442	0.437	0.432	0.427	0.423	42
0.933	43	0.482	0.477	0.471	0.466	0.461	0.456	0.451	0.447	0.442	0.437	0.432	43
0.966	44	0.492	0.487	0.481	0.476	0.470	0.466	0.461	0.456	0.451	0.446	0.441	44
1.000	45	0.502	0.497	0.491	0.486	0.480	0.475	0.470	0.465	0.460	0.455	0.450	45
1.036	46	0.512	0.506	0.500	0.495	0.489	0.484	0.479	0.474	0.469	0.463	0.458	46
1.072	47	0.521	0.515	0.509	0.504	0.498	0.493	0.488	0.482	0.477	0.472	0.467	47
1.111	48	0.531	0.525	0.519	0.513	0.507	0.502	0.496	0.491	0.486	0.480	0.475	48
1.150	49	0.540	0.534	0.528	0.522	0.516	0.511	0.505	0.499	0.494	0.489	0.484	49
1.192	50	0.550	0.543	0.537	0.531	0.525	0.520	0.514	0.508	0.503	0.497	0.492	50
1.235	51	0.559	0.552	0.546	0.540	0.534	0.528	0.522	0.516	0.511	0.505	0.500	51
1.280	52	0.568	0.561	0.555	0.548	0.542	0.536	0.530	0.524	0.519	0.513	0.507	52
1.327	53	0.577	0.570	0.563	0.557	0.551	0.545	0.539	0.532	0.526	0.520	0.515	53
1.376	54	0.586	0.579	0.572	0.565	0.559	0.553	0.546	0.540	0.534	0.528	0.522	54
1.428	55	0.595	0.588	0.581	0.574	0.568	0.561	0.555	0.548	0.542	0.536	0.530	55
1.483	56	0.603	0.596	0.589	0.582	0.576	0.569	0.563	0.555	0.549	0.543	0.537	56
1.540	57	0.612	0.604	0.597	0.590	0.583	0.576	0.570	0.563	0.556	0.550	0.544	57
1.600	58	0.620	0.613	0.606	0.599	0.591	0.584	0.577	0.570	0.564	0.557	0.551	58
1.664	59	0.629	0.621	0.614	0.607	0.599	0.591	0.585	0.578	0.571	0.564	0.558	59
1.732	60°	0.637	0.629	0.622	0.615	0.606	0.599	0.592	0.585	0.578	0.571	0.565	60°

Tafel I b.

$$\mathfrak{F}(\varphi, A) = \int_0^{\varphi} e^{-\frac{A}{\cos \varphi}} \cdot d\varphi \text{ nach graphischer Methode berechnet. (Fehler } < \pm \frac{1}{4}\%)$$

Absorptionsexponent, A: 0,00—0,10.
 60° — 90° .

$tg \varphi$	φ	0.00	0.01	0.02	0.03	0.04	0.05	0.06	0.07	0.08	0.09	0.10	φ
1.732	60	1.047	1.036	1.022	1.008	0.996	0.984	0.972	0.960	0.947	0.935	0.923	60°
1.804	61	1.064	1.052	1.039	1.024	1.012	1.000	0.987	0.975	0.962	0.949	0.937	61
1.881	62	1.082	1.070	1.056	1.041	1.028	1.015	1.003	0.990	0.977	0.964	0.951	62
1.963	63	1.099	1.087	1.072	1.057	1.044	1.031	1.018	1.005	0.991	0.978	0.965	63
2.050	64	1.117	1.103	1.089	1.074	1.060	1.046	1.034	1.020	1.006	0.993	0.979	64
2.145	65	1.134	1.120	1.105	1.090	1.076	1.062	1.049	1.035	1.021	1.007	0.993	65
2.246	66	1.152	1.138	1.122	1.106	1.092	1.077	1.064	1.050	1.035	1.021	1.006	66
2.356	67	1.169	1.155	1.139	1.122	1.107	1.093	1.079	1.064	1.049	1.035	1.020	67
2.475	68	1.187	1.173	1.156	1.139	1.123	1.108	1.094	1.079	1.063	1.048	1.033	68
2.605	69	1.204	1.190	1.172	1.155	1.139	1.123	1.109	1.093	1.077	1.062	1.047	69
2.748	70	1.222	1.207	1.189	1.171	1.154	1.138	1.124	1.108	1.091	1.076	1.060	70
2.904	71	1.239	1.224	1.205	1.187	1.169	1.153	1.138	1.122	1.104	1.089	1.073	71
3.078	72	1.257	1.241	1.222	1.203	1.185	1.168	1.152	1.136	1.118	1.102	1.085	72
3.271	73	1.274	1.258	1.238	1.218	1.200	1.183	1.167	1.149	1.132	1.115	1.098	73
3.487	74	1.292	1.275	1.255	1.234	1.216	1.198	1.181	1.163	1.145	1.128	1.110	74
3.732	75	1.309	1.292	1.271	1.250	1.231	1.213	1.195	1.177	1.159	1.141	1.123	75
4.011	76	1.326	1.309	1.287	1.265	1.246	1.227	1.208	1.190	1.170	1.153	1.134	76
4.382	77	1.344	1.324	1.303	1.280	1.260	1.241	1.221	1.203	1.183	1.164	1.145	77
4.705	78	1.361	1.342	1.319	1.296	1.275	1.254	1.235	1.215	1.195	1.176	1.156	78
5.145	79	1.379	1.358	1.335	1.311	1.289	1.268	1.248	1.228	1.208	1.187	1.167	79
5.671	80	1.396	1.375	1.351	1.326	1.304	1.282	1.261	1.241	1.220	1.199	1.178	80
6.314	81	1.414	1.392	1.367	1.341	1.318	1.295	1.273	1.252	1.231	1.209	1.188	81
7.115	82	1.431	1.408	1.383	1.356	1.332	1.308	1.285	1.263	1.241	1.219	1.197	82
8.144	83	1.449	1.424	1.398	1.370	1.344	1.319	1.296	1.273	1.250	1.228	1.205	83
9.514	84	1.467	1.440	1.413	1.383	1.357	1.330	1.306	1.282	1.258	1.235	1.212	84
11.430	85	1.484	1.457	1.425	1.395	1.367	1.341	1.315	1.290	1.265	1.241	1.217	85
14.301	86	1.502	1.473	1.438	1.407	1.377	1.350	1.323	1.297	1.271	1.247	1.222	86
19.081	87	1.519	1.488	1.450	1.418	1.386	1.358	1.330	1.303	1.276	1.251	1.225	87
28.636	88	1.537	1.502	1.461	1.427	1.393	1.364	1.334	1.307	1.279	1.253	1.227	88
57.290	89	1.554	1.514	1.469	1.432	1.397	1.367	1.336	1.308	1.280	1.254	1.227	89
∞	90°	1.572	1.518	1.472	1.433	1.398	1.367	1.336	1.308	1.280	1.254	1.227	90

Tafel II b.

$$\bar{g}(\varphi, A) = \int_0^{\varphi} e^{-\frac{A}{\cos \varphi}} \cdot d\varphi$$
 nach graphischer Methode berechnet. (Fehler $< \pm 1/4\%$).

 Absorptionsexponent, A: 0,10—0,20.
 60° — 90° .

$tg \varphi$	φ	0.10	0.11	0.12	0.13	0.14	0.15	0.16	0.17	0.18	0.19	0.20	φ
1.732	60°	0.923	0.912	0.901	0.891	0.880	0.869	0.858	0.848	0.837	0.827	0.816	60°
1.804	61	0.937	0.926	0.915	0.904	0.893	0.882	0.871	0.860	0.849	0.838	0.827	61
1.881	62	0.951	0.940	0.928	0.917	0.905	0.894	0.883	0.872	0.861	0.850	0.839	62
1.963	63	0.965	0.953	0.942	0.930	0.919	0.907	0.896	0.884	0.873	0.861	0.850	63
2.050	64	0.979	0.967	0.955	0.943	0.931	0.920	0.908	0.896	0.885	0.873	0.862	64
2.145	65	0.993	0.981	0.969	0.956	0.944	0.932	0.920	0.908	0.897	0.885	0.873	65
2.246	66	1.006	0.994	0.981	0.969	0.956	0.944	0.932	0.920	0.907	0.895	0.883	66
2.356	67	1.020	1.007	0.994	0.981	0.968	0.955	0.943	0.930	0.918	0.905	0.893	67
2.475	68	1.033	1.020	1.007	0.993	0.980	0.967	0.954	0.942	0.929	0.917	0.904	68
2.605	69	1.047	1.033	1.019	1.006	0.992	0.978	0.965	0.952	0.940	0.927	0.914	69
2.748	70	1.060	1.046	1.032	1.018	1.004	0.990	0.977	0.964	0.950	0.937	0.924	70
2.904	71	1.073	1.059	1.044	1.030	1.015	1.001	0.987	0.974	0.960	0.947	0.933	71
3.078	72	1.085	1.070	1.056	1.041	1.027	1.012	0.998	0.984	0.970	0.956	0.942	72
3.271	73	1.098	1.083	1.068	1.052	1.037	1.022	1.008	0.994	0.979	0.965	0.951	73
3.487	74	1.110	1.095	1.079	1.064	1.048	1.033	1.018	1.004	0.989	0.975	0.960	74
3.732	75	1.123	1.107	1.091	1.076	1.060	1.044	1.029	1.014	0.999	0.984	0.969	75
4.011	76	1.134	1.119	1.103	1.086	1.069	1.053	1.038	1.023	1.007	0.992	0.977	76
4.332	77	1.145	1.130	1.113	1.097	1.080	1.063	1.047	1.031	1.016	1.000	0.984	77
4.705	78	1.156	1.141	1.123	1.106	1.088	1.071	1.055	1.039	1.024	1.008	0.992	78
5.145	79	1.167	1.151	1.133	1.116	1.098	1.080	1.063	1.047	1.030	1.014	0.998	79
4.671	80	1.178	1.160	1.142	1.123	1.105	1.087	1.070	1.054	1.037	1.021	1.004	80
6.314	81	1.188	1.169	1.151	1.132	1.114	1.095	1.078	1.061	1.044	1.027	1.010	81
7.115	82	1.197	1.178	1.159	1.139	1.120	1.101	1.084	1.066	1.049	1.031	1.014	82
8.144	83	1.205	1.185	1.165	1.146	1.126	1.107	1.089	1.072	1.054	1.036	1.019	83
9.514	84	1.212	1.191	1.171	1.151	1.131	1.111	1.093	1.075	1.058	1.040	1.022	84
11.430	85	1.217	1.195	1.174	1.154	1.134	1.114	1.095	1.077	1.059	1.041	1.024	85
14.301	86	1.222	1.199	1.178	1.157	1.137	1.117	1.097	1.078	1.060	1.042	1.025	86
19.081	87	1.225	1.202	1.180	1.159	1.139	1.119	1.098	1.079	1.060	1.042	1.025	87
28.636	88	1.227	1.204	1.181	1.160	1.140	1.120	1.099	1.079	1.060	1.042	1.025	88
57.290	89	1.227	1.204	1.181	1.160	1.140	1.120	1.099	1.079	1.060	1.042	1.025	89
∞	90°	1.227	1.204	1.181	1.160	1.140	1.120	1.099	1.079	1.060	1.042	1.025	90°

Tafel III b.

$$\tilde{g}(\varphi, A) = \int_0^{\varphi} e^{-\frac{A}{\cos \varphi}} \cdot d\varphi \text{ nach graphischer Methode berechnet. (Fehler } < \pm \frac{1}{4}\%)$$

Absorptionsexponent, A: 0,20—0,30.
60°—90°.

<i>tg y</i>	<i>y</i>	0.20	0.21	0.22	0.23	0.24	0.25	0.26	0.27	0.28	0.29	0.30	<i>y</i>
1.732	60°	0.816	0.807	0.797	0.788	0.778	0.769	0.759	0.749	0.740	0.730	0.720	60
1.804	61	0.827	0.817	0.808	0.798	0.789	0.779	0.769	0.759	0.749	0.739	0.729	61
1.881	62	0.839	0.829	0.819	0.809	0.799	0.789	0.779	0.769	0.758	0.748	0.738	62
1.963	63	0.850	0.840	0.830	0.819	0.809	0.799	0.789	0.778	0.768	0.757	0.747	63
2.050	64	0.862	0.851	0.841	0.830	0.820	0.809	0.798	0.788	0.777	0.767	0.756	64
2.145	65	0.873	0.862	0.851	0.841	0.830	0.819	0.808	0.797	0.787	0.776	0.765	65
2.246	66	0.883	0.872	0.861	0.850	0.839	0.828	0.817	0.806	0.795	0.784	0.773	66
2.356	67	0.893	0.882	0.871	0.859	0.848	0.837	0.826	0.815	0.803	0.792	0.781	67
2.475	68	0.904	0.893	0.881	0.870	0.858	0.847	0.835	0.824	0.812	0.801	0.789	68
2.605	69	0.914	0.902	0.891	0.879	0.868	0.856	0.844	0.832	0.821	0.809	0.797	69
2.748	70	0.924	0.912	0.900	0.889	0.877	0.865	0.853	0.841	0.829	0.817	0.805	70
2.904	71	0.933	0.921	0.909	0.897	0.885	0.873	0.861	0.849	0.836	0.824	0.812	71
3.078	72	0.942	0.931	0.918	0.906	0.893	0.881	0.869	0.856	0.844	0.831	0.819	72
3.271	73	0.951	0.939	0.927	0.914	0.902	0.889	0.876	0.864	0.851	0.839	0.826	73
3.487	74	0.960	0.947	0.934	0.922	0.909	0.896	0.883	0.871	0.858	0.846	0.833	74
3.732	75	0.969	0.956	0.943	0.929	0.916	0.903	0.890	0.877	0.864	0.851	0.838	75
4.011	76	0.977	0.963	0.950	0.936	0.923	0.909	0.896	0.883	0.870	0.857	0.844	76
4.332	77	0.984	0.970	0.957	0.943	0.930	0.916	0.903	0.890	0.876	0.863	0.850	77
4.705	78	0.992	0.978	0.964	0.950	0.936	0.922	0.908	0.895	0.881	0.868	0.854	78
5.145	79	0.998	0.984	0.969	0.955	0.940	0.926	0.912	0.899	0.885	0.872	0.858	79
5.671	80	1.004	0.989	0.975	0.960	0.946	0.931	0.917	0.903	0.889	0.875	0.861	80
6.314	81	1.010	0.995	0.980	0.965	0.950	0.935	0.921	0.907	0.892	0.878	0.864	81
7.115	82	1.014	0.999	0.984	0.968	0.953	0.938	0.924	0.909	0.895	0.880	0.866	82
8.144	83	1.019	1.003	0.988	0.972	0.957	0.941	0.926	0.912	0.897	0.883	0.868	83
9.514	84	1.022	1.006	0.990	0.975	0.959	0.943	0.928	0.913	0.899	0.884	0.869	84
11.430	85	1.024	1.008	0.992	0.976	0.960	0.944	0.929	0.914	0.900	0.885	0.870	85
14.301	86	1.025	1.009	0.993	0.977	0.961	0.945	0.930	0.915	0.901	0.886	0.871	86
19.081	87	1.025	1.009	0.993	0.977	0.961	0.945	0.930	0.915	0.901	0.886	0.871	87
28.636	88	1.025	1.009	0.993	0.977	0.961	0.945	0.930	0.915	0.901	0.886	0.871	88
57.290	89	1.025	1.009	0.993	0.977	0.961	0.945	0.930	0.915	0.901	0.886	0.871	89
∞	90°	1.025	1.009	0.993	0.977	0.961	0.945	0.930	0.915	0.901	0.886	0.871	90

Tafel IV b.

$$\bar{s}(\varphi, A) = \int_0^{\varphi} e^{-\frac{A}{\cos \varphi}} \cdot d\varphi$$
 nach graphischer Methode berechnet. (Fehler $< \pm 1/4\%$).

 Absorptionsexponent, A: 0,30—0,40.
 60°—90°.

$\operatorname{tg} \varphi$	φ	0.30	0.31	0.32	0.33	0.34	0.35	0.36	0.37	0.38	0.39	0.40	φ
1.732	60°	0.720	0.710	0.703	0.695	0.687	0.679	0.670	0.662	0.654	0.645	0.637	60°
1.804	61	0.729	0.719	0.711	0.703	0.695	0.687	0.678	0.670	0.661	0.653	0.644	61
1.881	62	0.738	0.728	0.719	0.711	0.703	0.694	0.685	0.677	0.669	0.660	0.652	62
1.963	63	0.747	0.736	0.728	0.720	0.711	0.702	0.693	0.685	0.676	0.668	0.659	63
2.050	64	0.756	0.745	0.736	0.728	0.719	0.709	0.700	0.692	0.684	0.675	0.667	64
2.145	65	0.765	0.754	0.744	0.736	0.727	0.717	0.708	0.700	0.691	0.683	0.674	65
2.246	66	0.773	0.764	0.753	0.745	0.735	0.725	0.716	0.707	0.698	0.690	0.680	66
2.356	67	0.781	0.772	0.761	0.752	0.742	0.733	0.723	0.714	0.704	0.696	0.686	67
2.475	68	0.790	0.780	0.769	0.759	0.749	0.740	0.729	0.720	0.710	0.702	0.692	68
2.605	69	0.797	0.788	0.776	0.765	0.756	0.746	0.736	0.726	0.716	0.707	0.698	69
2.748	70	0.805	0.795	0.783	0.772	0.763	0.752	0.742	0.732	0.722	0.713	0.704	70
2.904	71	0.812	0.802	0.790	0.779	0.768	0.758	0.748	0.738	0.728	0.719	0.709	71
3.078	72	0.819	0.808	0.796	0.785	0.774	0.764	0.753	0.743	0.733	0.724	0.714	72
3.271	73	0.826	0.814	0.802	0.791	0.780	0.769	0.758	0.748	0.738	0.728	0.719	73
3.487	74	0.833	0.820	0.807	0.796	0.785	0.774	0.763	0.753	0.742	0.733	0.723	74
3.732	75	0.838	0.825	0.812	0.801	0.790	0.779	0.768	0.758	0.746	0.737	0.727	75
4.011	76	0.844	0.830	0.818	0.806	0.794	0.783	0.772	0.761	0.750	0.741	0.731	76
4.332	77	0.850	0.835	0.822	0.810	0.798	0.787	0.776	0.765	0.754	0.744	0.734	77
4.705	78	0.854	0.839	0.826	0.814	0.802	0.791	0.779	0.768	0.757	0.747	0.737	78
5.145	79	0.858	0.843	0.830	0.818	0.805	0.794	0.782	0.771	0.760	0.750	0.739	79
5.671	80	0.861	0.846	0.833	0.821	0.808	0.797	0.785	0.774	0.762	0.752	0.741	80
6.314	81	0.864	0.849	0.836	0.823	0.810	0.799	0.787	0.776	0.764	0.754	0.743	81
7.115	82	0.866	0.851	0.838	0.825	0.812	0.801	0.789	0.777	0.765	0.755	0.744	82
8.144	83	0.868	0.853	0.840	0.826	0.813	0.802	0.790	0.778	0.766	0.756	0.745	83
9.514	84	0.869	0.854	0.841	0.827	0.814	0.802	0.790	0.778	0.766	0.756	0.745	84
11.430	85	0.870	0.855	0.841	0.827	0.814	0.802	0.790	0.778	0.766	0.756	0.745	85
14.301	86	0.871	0.855	0.841	0.827	0.814	0.802	0.790	0.778	0.766	0.756	0.745	86
19.081	87	0.871	0.855	0.841	0.827	0.814	0.802	0.790	0.778	0.766	0.756	0.745	87
28.636	88	0.871	0.855	0.841	0.827	0.814	0.802	0.790	0.778	0.766	0.756	0.745	88
57.290	89	0.871	0.855	0.841	0.827	0.814	0.802	0.790	0.778	0.766	0.756	0.745	89
∞	90°	0.871	0.855	0.841	0.827	0.814	0.802	0.790	0.778	0.766	0.756	0.745	90°

Tafel V b.

$$\mathfrak{F}(\varphi, A) = \int_0^{\varphi} e^{-\frac{A}{\cos \varphi}} \cdot d\varphi \text{ nach graphischer Methode berechnet. (Fehler } < \pm 1/4\% \text{).}$$

Absorptionsexponent, A: 0,40—0,50.
60°—90°.

<i>tg φ</i>	<i>φ</i>	0.40	0.41	0.42	0.43	0.44	0.45	0.46	0.47	0.48	0.49	0.50	<i>φ</i>
1.782	60°	0.637	0.630	0.622	0.614	0.607	0.600	0.592	0.585	0.578	0.571	0.565	60°
1.804	61	0.644	0.637	0.629	0.622	0.614	0.607	0.600	0.602	0.585	0.578	0.571	61
1.881	62	0.652	0.644	0.637	0.629	0.622	0.614	0.607	0.599	0.592	0.584	0.577	62
1.963	63	0.659	0.651	0.644	0.636	0.629	0.621	0.613	0.606	0.598	0.590	0.583	63
2.050	64	0.667	0.659	0.651	0.643	0.635	0.627	0.619	0.611	0.604	0.596	0.588	64
2.145	65	0.674	0.665	0.657	0.649	0.641	0.633	0.625	0.617	0.609	0.602	0.594	65
2.246	66	0.680	0.672	0.663	0.655	0.646	0.638	0.630	0.622	0.615	0.607	0.599	66
2.356	67	0.686	0.677	0.669	0.660	0.652	0.643	0.635	0.628	0.620	0.612	0.605	67
2.475	68	0.692	0.683	0.674	0.666	0.657	0.648	0.640	0.632	0.625	0.617	0.609	68
2.605	69	0.698	0.689	0.680	0.671	0.662	0.653	0.645	0.637	0.630	0.621	0.614	69
2.748	70	0.704	0.694	0.685	0.676	0.668	0.658	0.650	0.642	0.634	0.625	0.618	70
2.904	71	0.709	0.700	0.690	0.681	0.673	0.662	0.654	0.646	0.638	0.629	0.622	71
3.078	72	0.714	0.705	0.695	0.686	0.680	0.667	0.678	0.650	0.642	0.633	0.625	72
3.271	73	0.719	0.709	0.700	0.690	0.682	0.671	0.662	0.654	0.646	0.637	0.628	73
3.487	74	0.723	0.713	0.704	0.694	0.685	0.675	0.666	0.657	0.649	0.640	0.631	74
3.732	75	0.727	0.717	0.707	0.697	0.688	0.678	0.669	0.661	0.652	0.643	0.634	75
4.011	76	0.731	0.721	0.711	0.701	0.691	0.681	0.672	0.664	0.657	0.645	0.636	76
4.382	77	0.734	0.724	0.714	0.704	0.694	0.684	0.675	0.666	0.659	0.647	0.638	77
4.705	78	0.737	0.727	0.717	0.707	0.697	0.687	0.678	0.668	0.659	0.649	0.640	78
5.145	79	0.739	0.729	0.720	0.709	0.700	0.689	0.680	0.670	0.661	0.651	0.642	79
5.671	80	0.741	0.731	0.722	0.711	0.702	0.691	0.681	0.672	0.662	0.653	0.643	80
6.314	81	0.743	0.733	0.723	0.713	0.703	0.692	0.682	0.673	0.663	0.654	0.644	81
7.115	82	0.744	0.734	0.724	0.714	0.704	0.693	0.683	0.674	0.664	0.655	0.645	82
8.144	83	0.745	0.735	0.725	0.715	0.705	0.694	0.684	0.675	0.665	0.656	0.646	83
9.514	84	0.745	0.735	0.725	0.715	0.705	0.695	0.685	0.675	0.665	0.656	0.646	84
11.430	85	0.745	0.735	0.725	0.715	0.705	0.695	0.685	0.675	0.665	0.656	0.646	85
14.301	86	0.745	0.735	0.725	0.715	0.705	0.695	0.685	0.675	0.665	0.656	0.646	86
19.081	87	0.745	0.735	0.725	0.715	0.705	0.695	0.685	0.675	0.665	0.656	0.646	87
28.636	88	0.745	0.735	0.725	0.715	0.705	0.695	0.685	0.675	0.665	0.656	0.646	88
57.290	89	0.745	0.735	0.725	0.715	0.705	0.695	0.685	0.675	0.665	0.656	0.646	89
∞	90°	0.745	0.735	0.725	0.715	0.705	0.695	0.685	0.675	0.665	0.656	0.646	90°

D I A G R A M M E
(EINZELNE NADELN)

Fig. 8—14.

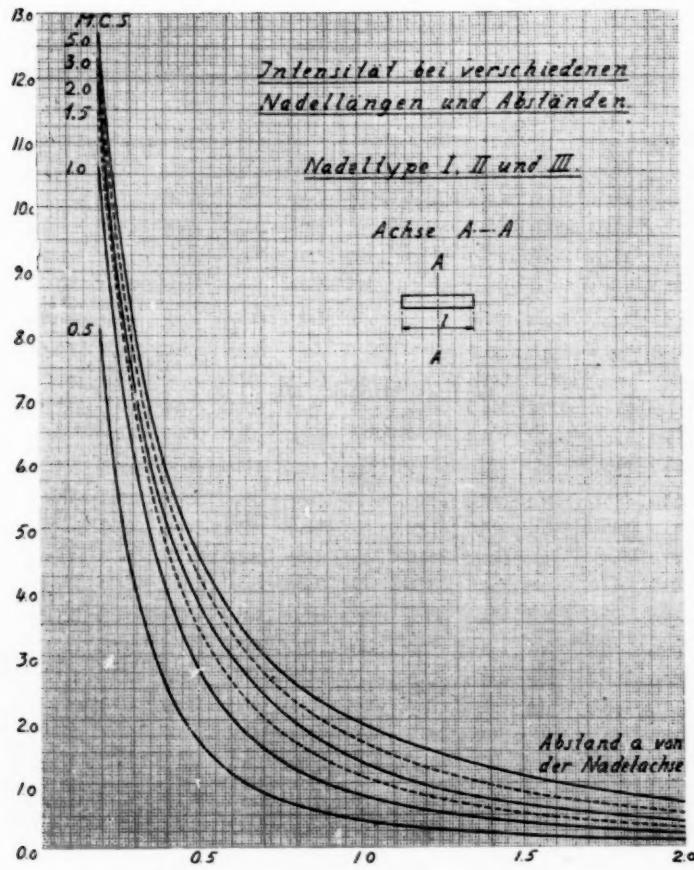


Fig. 8.

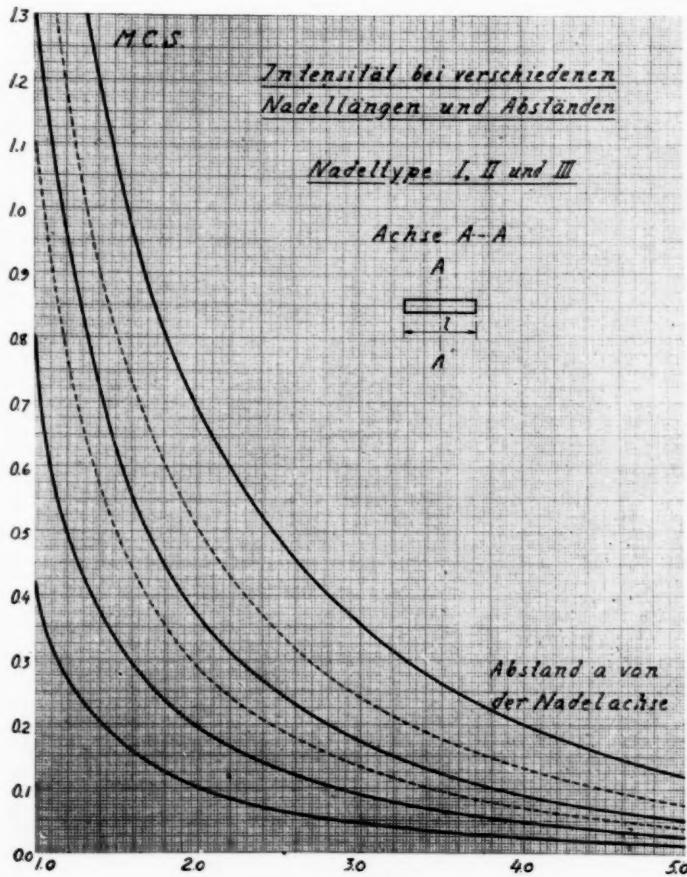


Fig. 9.

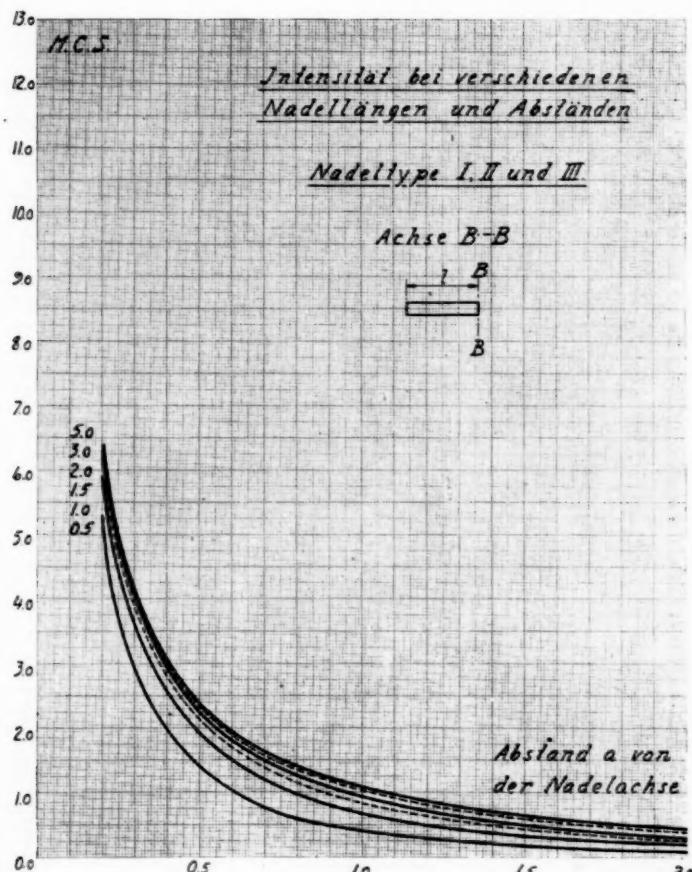
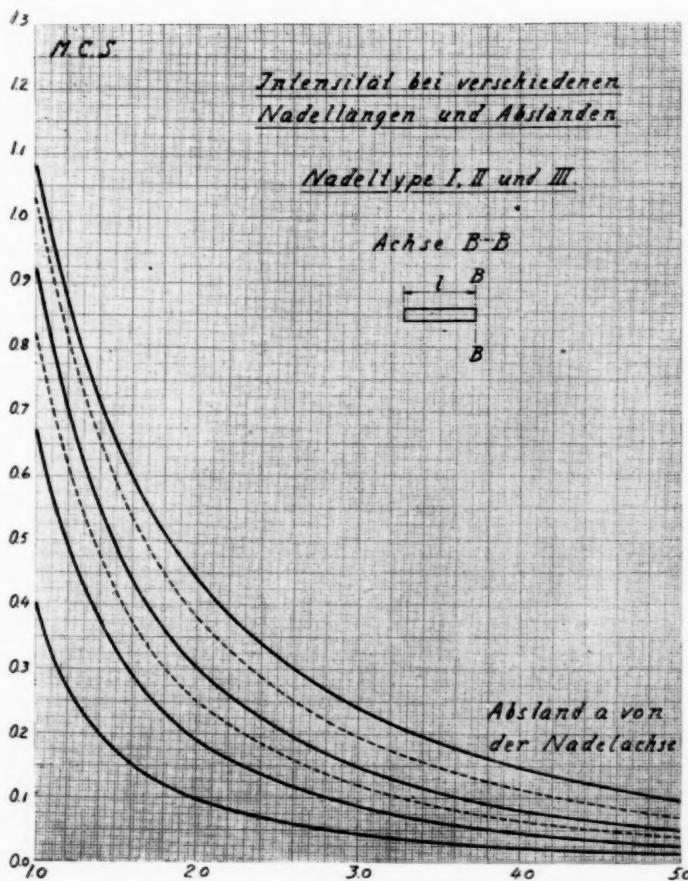


Fig. 10.



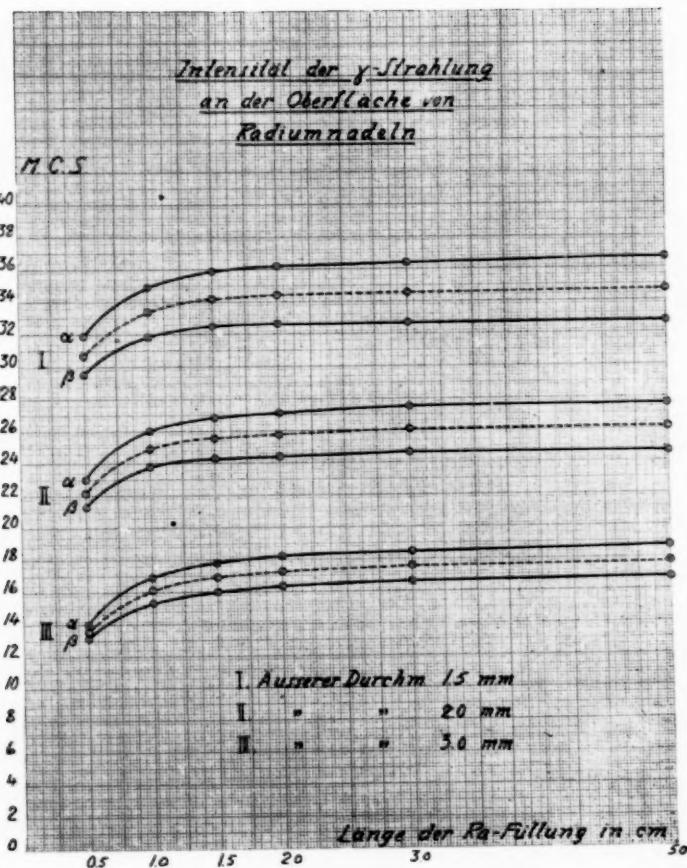


Fig. 12.

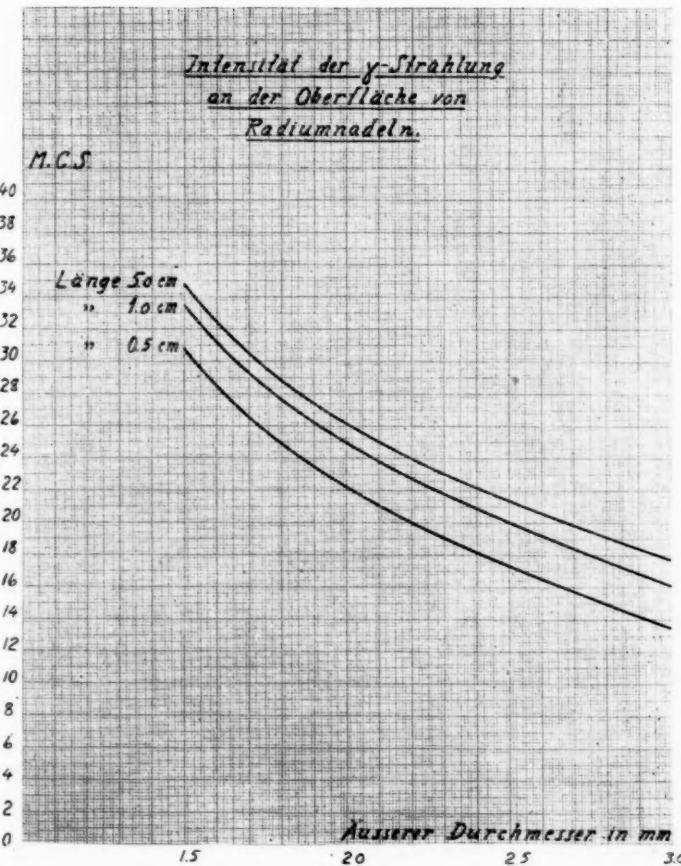


Fig. 13.

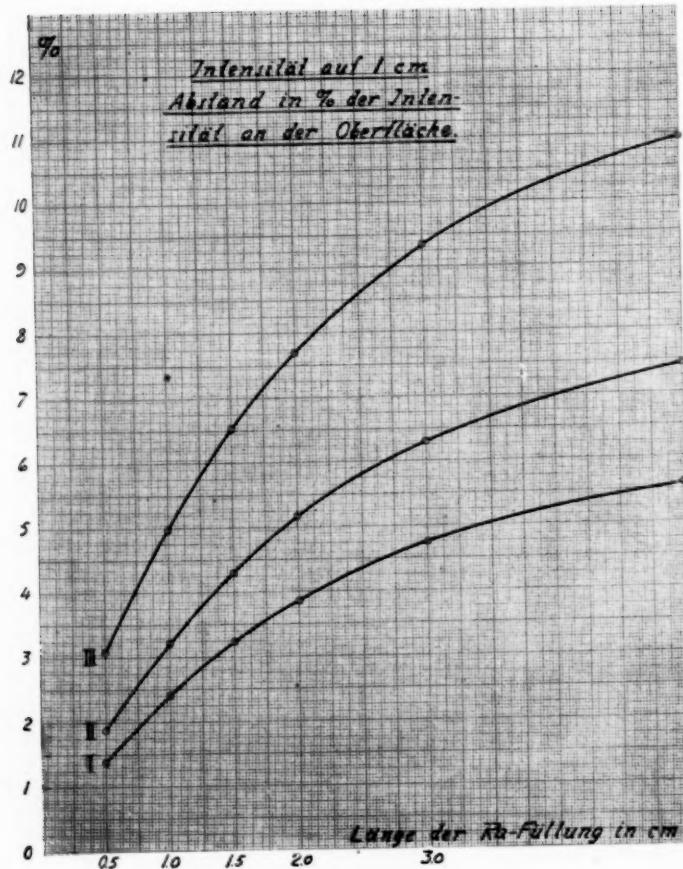


Fig. 14.

D I A G R A M M E
(KOMBINATIONEN VON NADELN)

Fig. 15—26.

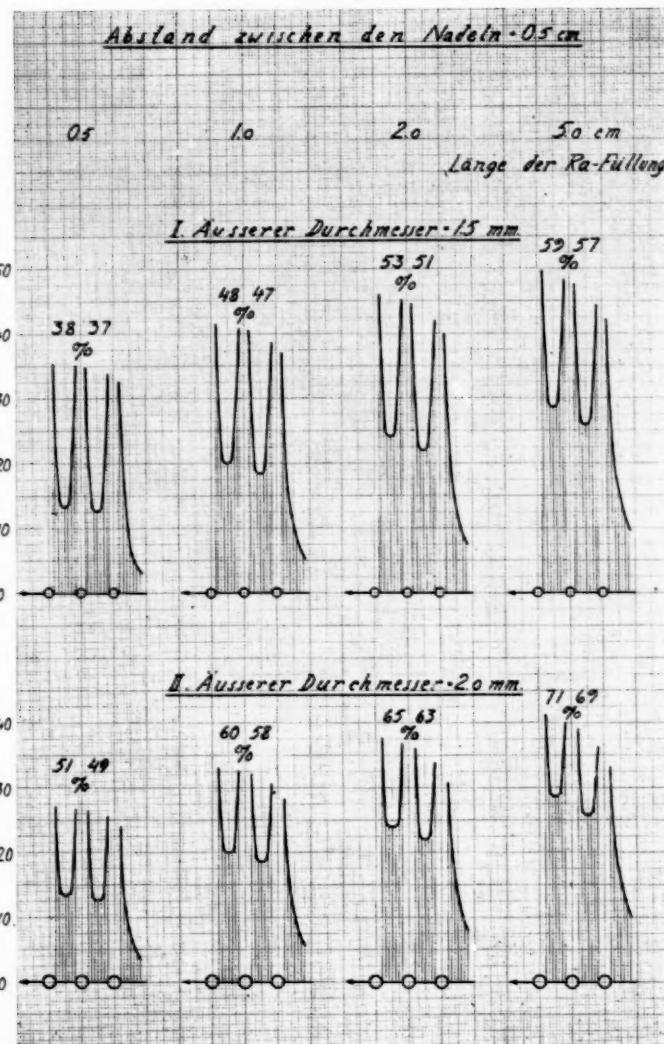


Fig. 15.

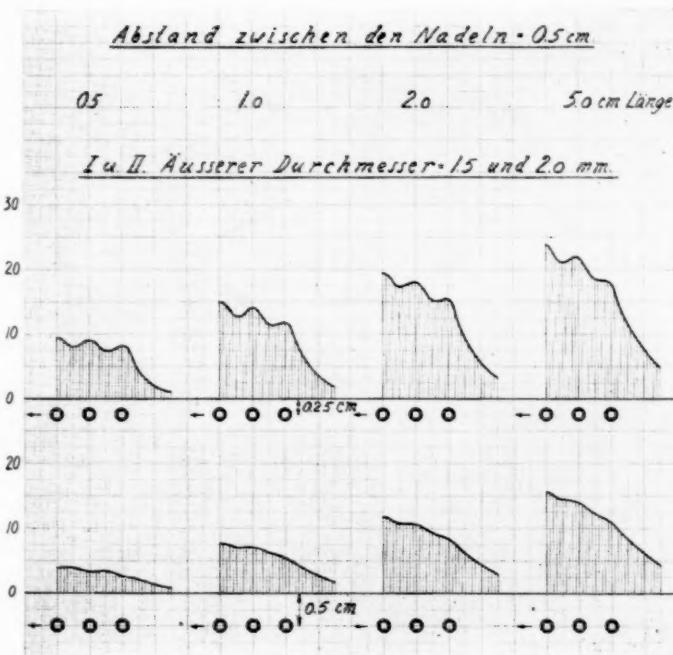


Fig. 16.

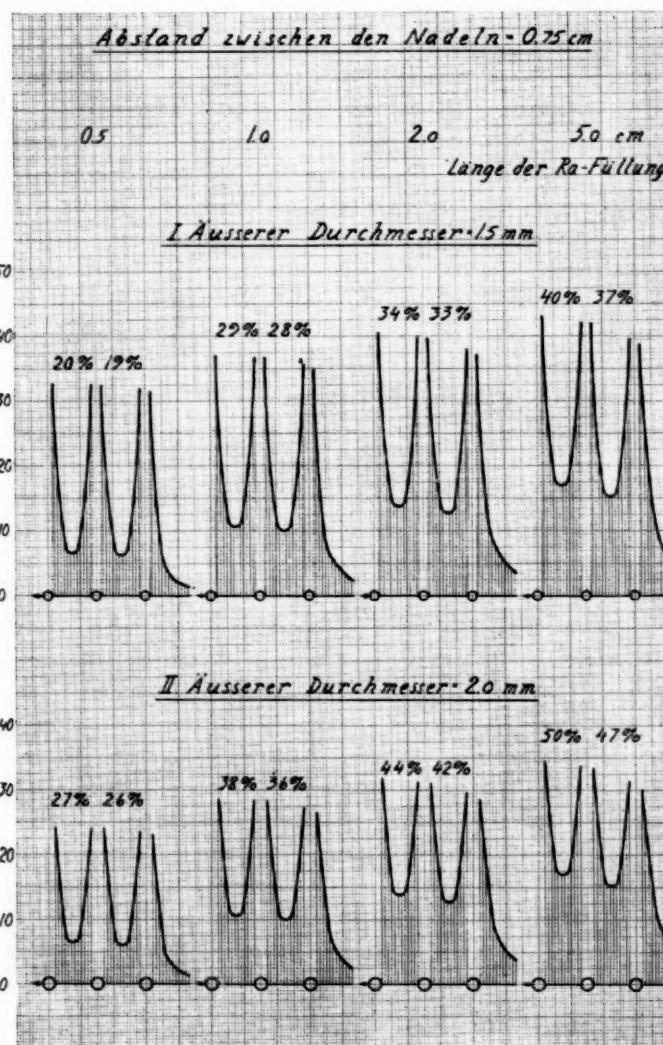


Fig. 17.

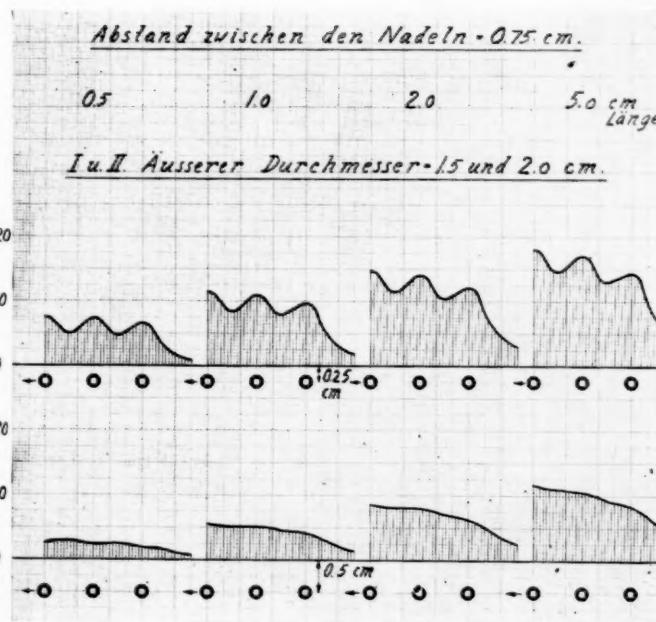


Fig. 18.

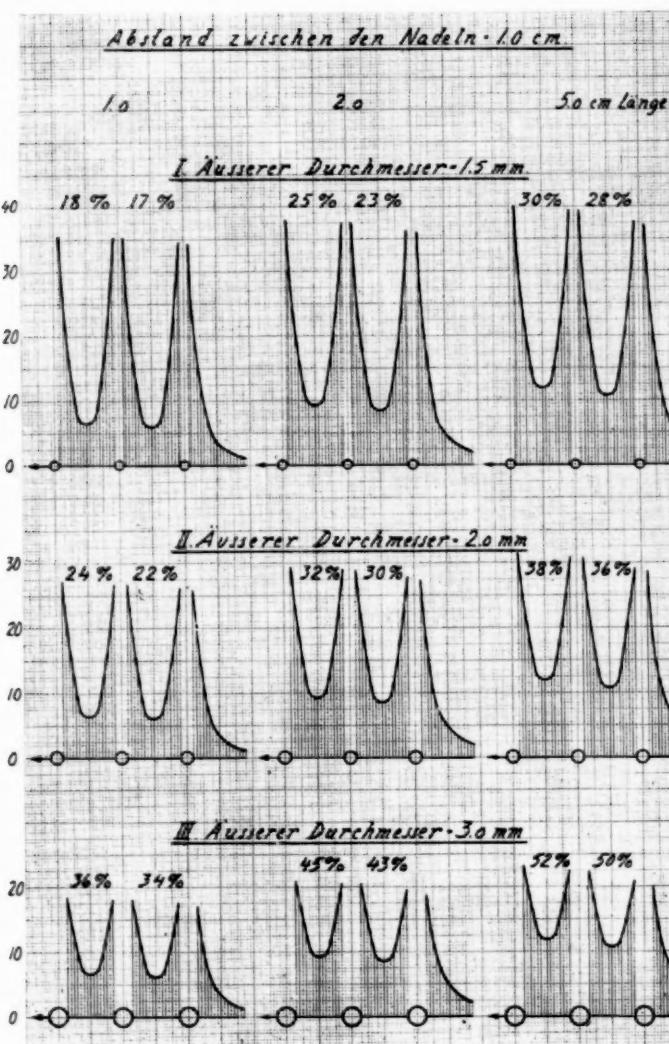


Fig. 19.

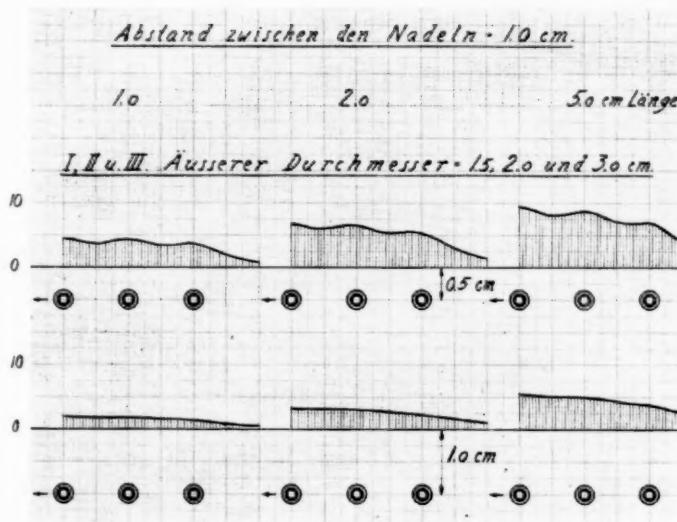


Fig. 20.

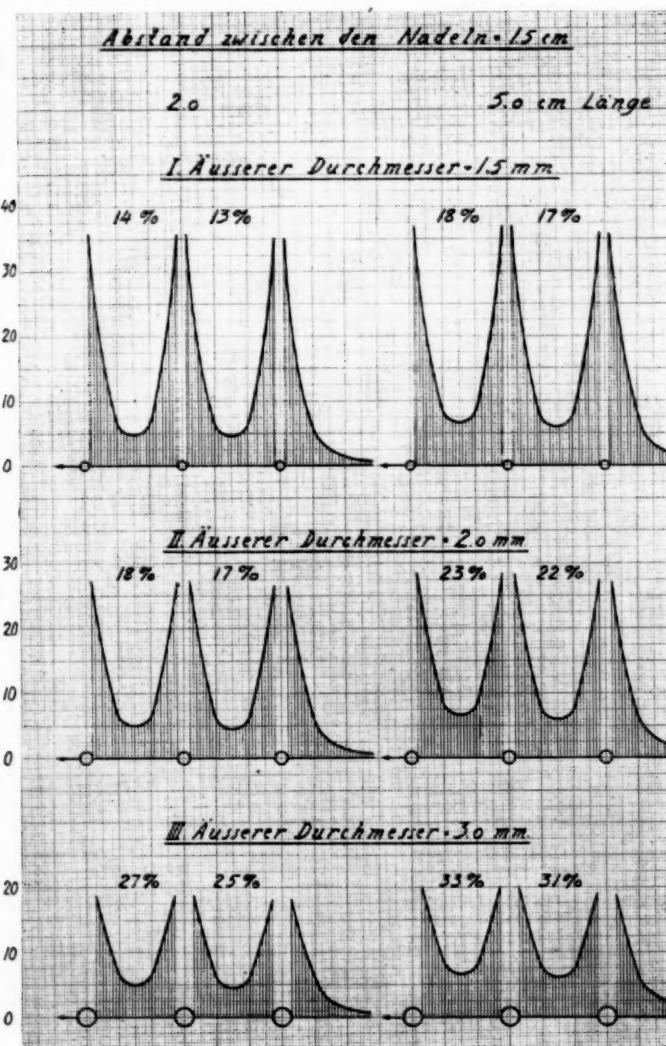


Fig. 21.

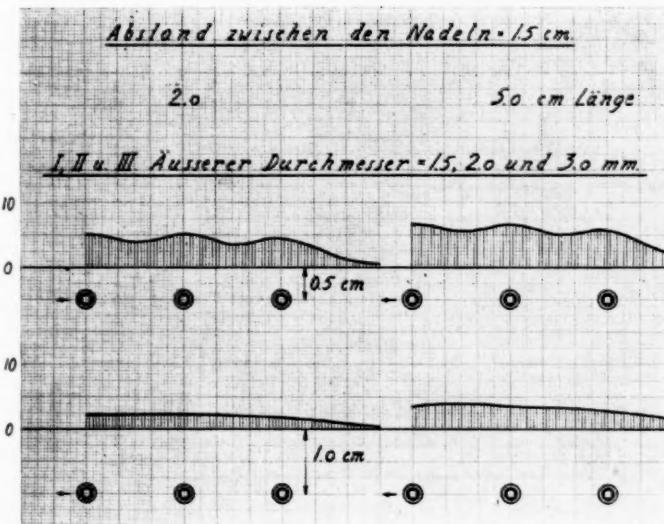


Fig. 22.

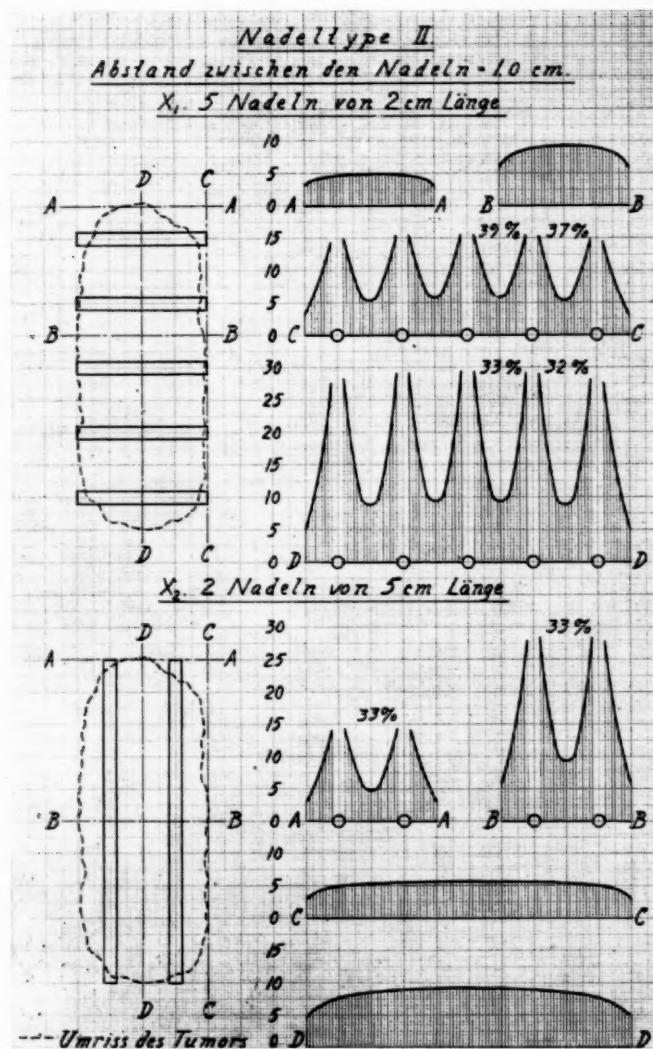


Fig. 23.

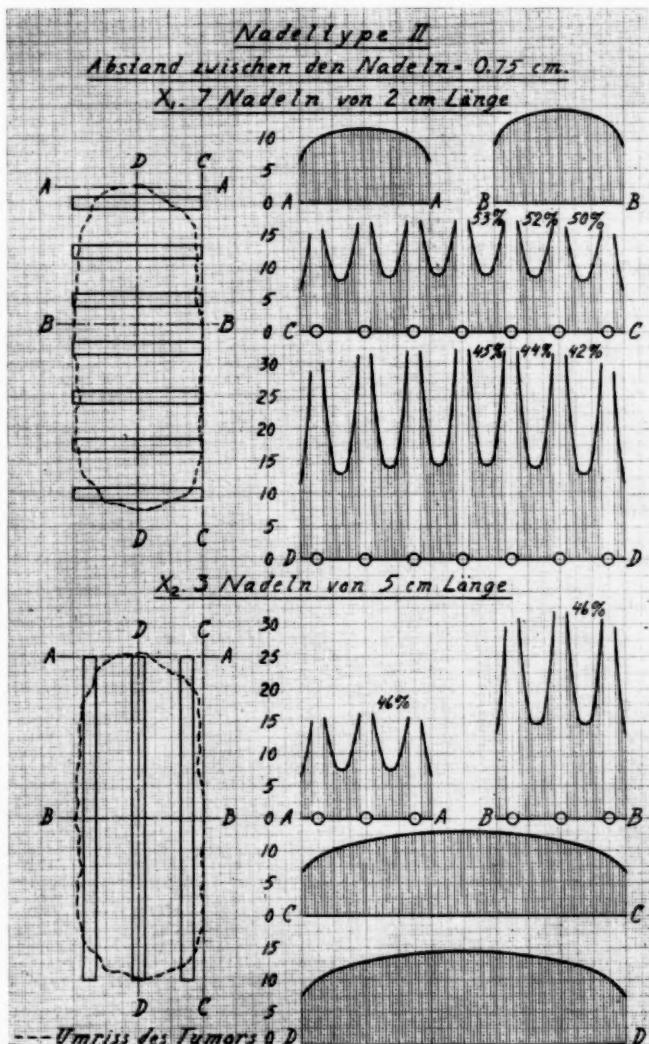


Fig. 24.

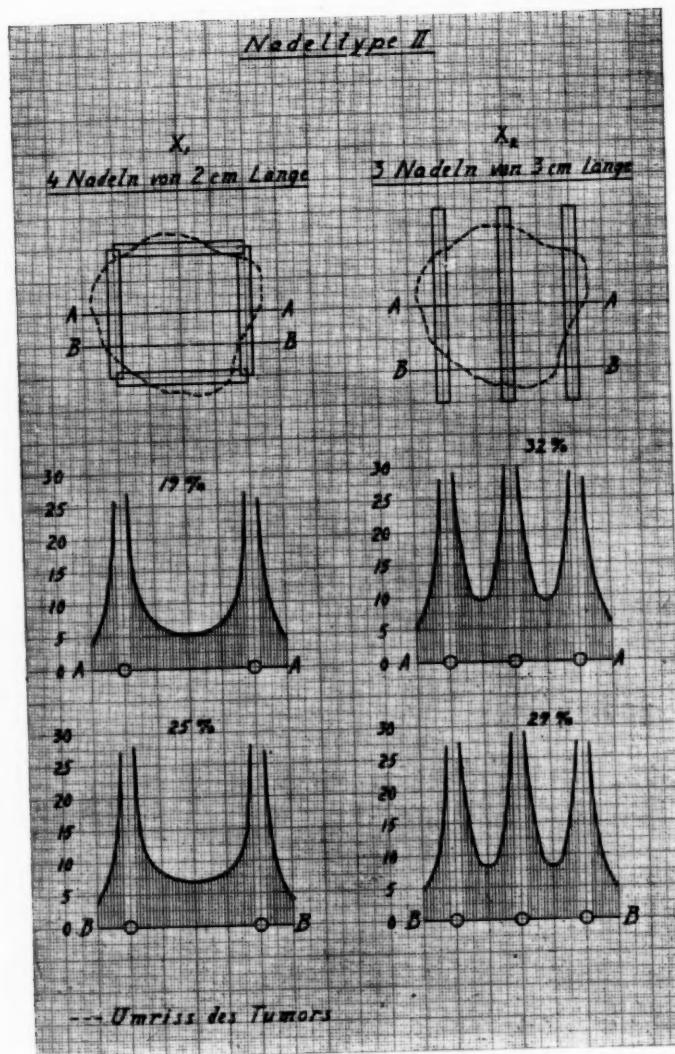


Fig. 25.

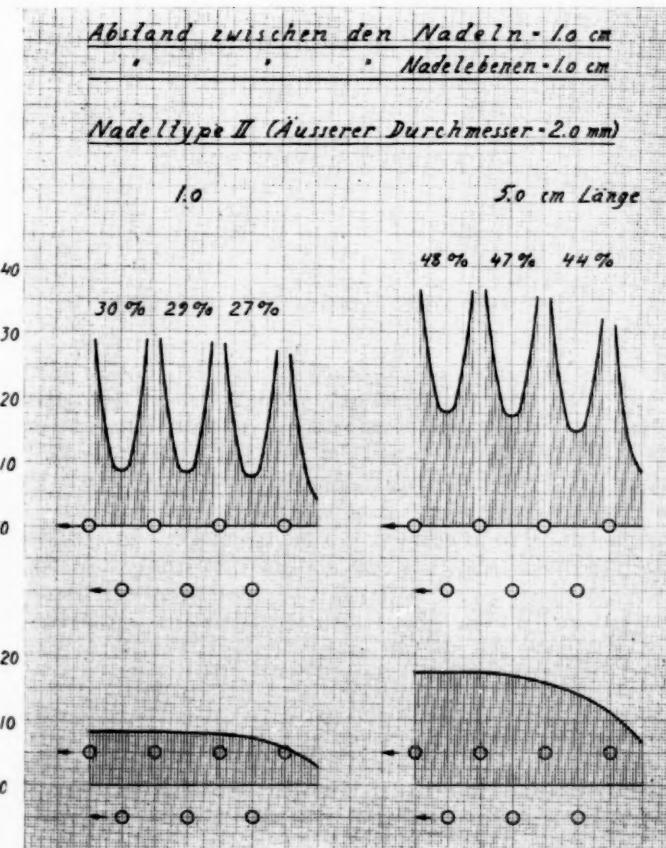


Fig. 26.

in
γ-
ra
m
m
in
in
th

an
a
ti
n
su
e
sh
m
si
n
se
fi

0

ON SECONDARY β -RAYS FROM THE SURFACE OF RADIUM CONTAINERS

(PRELIMINARY RESULTS)

by

Rolf M. Sievert and Sven Benner

Up to the present very slight consideration seems to have been given in radiumtherapy to the secondary β -radiation caused by the primary γ -radiation. In an earlier paper¹ one of us has pointed out that this soft radiation, absorbed in a few mm of tissue, under certain circumstances may play a considerable part in the radium dosage, e. g. in distance treatments. As this question, which has so far only received slight attention in the literature of the subject, in our opinion is of essential importance in a number of application methods, not the least in interstitial radiumtherapy, nowadays more frequently used, we have considered that a more thorough investigation of the problem would be of interest.

When substances of relatively great density are used, the soft secondary radiation, and particularly the secondary β -rays, must be considered a kind of »surface effect». It is therefore important to pay special attention to this at the surfaces of appliances for distance treatment, at the needle surfaces in interstitial radiumtherapy, and generally when any surface exposed to intense γ -radiation may on account of this secondary effect conceivably cause overdosage. In the paper quoted above it was shown that the soft secondary radiation in distance treatment — which may amount to as much as 20 or 30 per cent of the total radiation intensity (measured with an ionization chamber with 0.2—0.5 mm aluminium walls) — may be considerably diminished by the choice of a suitable secondary filter. The problem is here to choose both an appropriate filter material and a suitable place for the filter.

The secondary radiation referred to is most likely largely composed of Compton electrons, the average energy, and consequently also velocity,

¹ SIEVERT, Acta Radiol. 2, 1923, p. 268.

of which is considerably lower than what would correspond to the energy quanta of the primary γ -radiation. They do not attain the velocity of the primary β -particles. The maximum values of the primary β -radiation, which are given in the Table I below together with some data regarding absorption, may be used as a basis for the calculation.

Table I

Intensity in per cent of the initial value calculated according to SCHMIDT, MEITNER, and HAHN and MEITNER.

mm. of Al	UX	Ra	RaB	RaC	RaD
0.00	100	100	100	100	100
0.01	75	75	45	96	0.5
0.05	39	20	6	82.5	0.000001
0.10	31	5	3.5	69	
0.50	18	0.00005	0.25	22	
1.00	8		0.06	9.5	
2.50	1		0.009	1.2	
5.00	0.03		0.0003	0.05	
7.50	0.0005		0.00001	0.0015	
10.00	0.000003		0.0000003	0.00005	
Maximum velocity $\times 10^{-10}$ (em/sec)	2.88	2.03	2.47	2.96	1.20

The thickness of tissue which will reduce the intensity of the hardest β -rays to about 1/100 may be computed, with the help of the Table, to be approximately 4—5 mm.

BRAGG and MADSEN¹, KOHLRAUSCH and SCHROEDINGER², PRELINGER³, and ENDERLE⁴ have investigated the intensity of the secondary β -radiation of different substances. Some of the results obtained are shown in fig. 1—2. The secondary rays emitted from the side of the absorber turned to the source of the rays are called »incident rays» while those sent out in the opposite direction are called »emergent rays». In the earlier investigation at this Laboratory, the soft secondary radiation was examined by means of absorbing layers surrounding the ionization chamber. But in order to show that principally β -rays are involved here, we have made use of a magnetic field to deflect the β -particles,

¹ BRAGG and MADSEN, Phil. Mag. 16, 1908, p. 918; 17, 1909, p. 423.

² KOHLRAUSCH and SCHROEDINGER, Wiener Ber. 123, 1914, p. 1319.

³ PRELINGER, Wiener Ber. 130, 1921, p. 279.

⁴ ENDERLE, Wiener Ber. 131, 1922, p. 598.

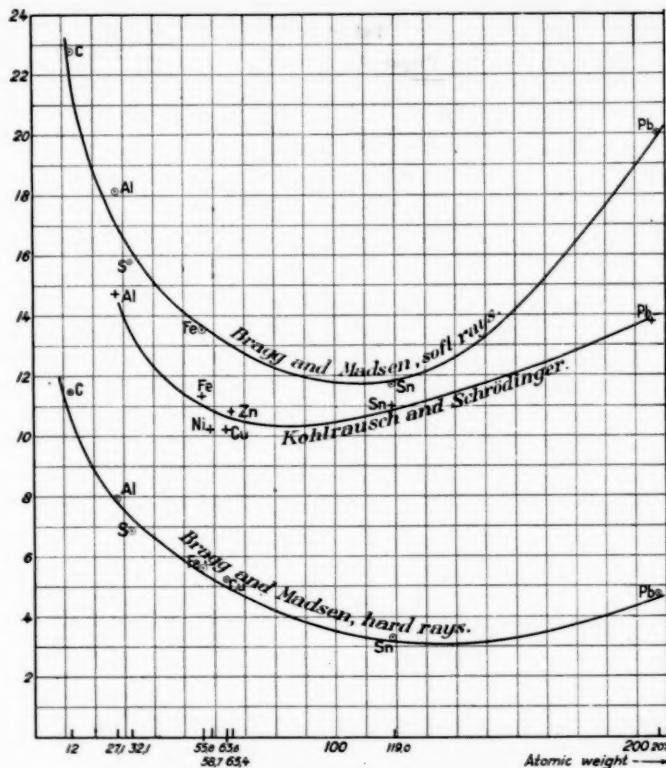


Fig. 1. Emergent secondary β -radiation. Intensity in arbitrary units.

thus allowing us to separate at least most of them from the beam examined. The arrangement used is shown in fig. 3. The front wall of the ionization chamber consisted of thin aluminium foil, easily penetrated by the β -rays. The ionization current was measured by a balance method previously described in this journal.¹

With a filter thickness corresponding to c. 1 mm of lead, the primary β -radiation of the preparations examined (see Table II) must be practically completely absorbed.

As the only magnet available was badly suited for the purpose in hand, the results obtained are very approximate. That the proportion between the ionization currents of the secondary β -radiation and the

¹ SIEVERT, Acta Radiol. 2, 1923, p. 156.

Table II
Preparations examined

Notation	Filtration	Length	Diameter	β -ionization γ -ionization
B 5	0.4 mm Au + 0.3 mm Pt	20 mm	3.2 mm	0.87
C 5 short	0.35 " Au + 0.3 " Pt	15.4 "	2.9 "	0.85
J	0.35 " Au + 0.3 " Pt	10 "	5.4 "	1.01

primary γ -radiation always was approximately 1 in these preparations may, however, be considered established. The β -radiation is of course absorbed in the ionization chamber to a much greater extent than the γ -radiation, and must therefore in reality be much weaker at equal ionizing effect, but its absorption in the tissues is also correspondingly greater, and it has therefore an equal effect on these. This assumes the ionization

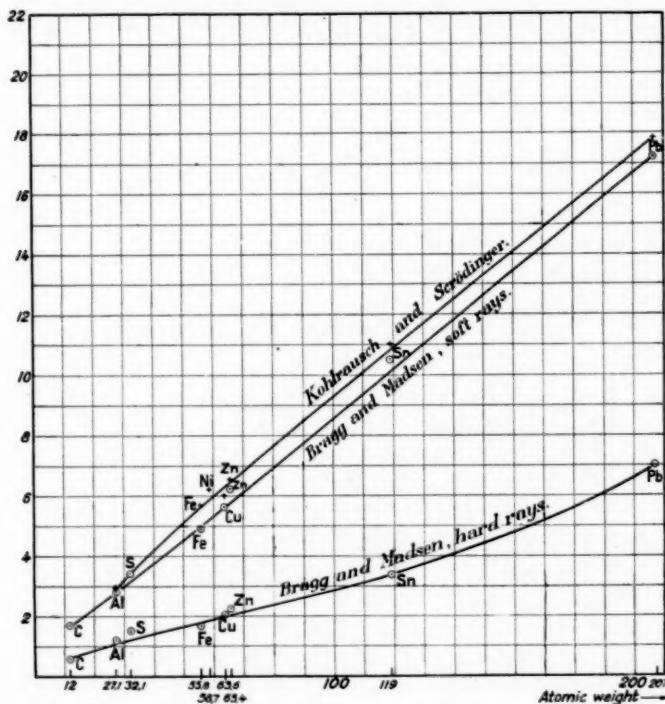


Fig. 2. Incident secondary β -radiation. Intensity in arbitrary units.

to be produced only by the radiation being absorbed by the air of the ionization chamber; as, in the case of γ -rays, a very large part is produced by secondary radiation from the wall of the ionization chamber, the relative strength of the β -radiation at equal ionization current must be greater than indicated by the relative proportion of the absorption coefficients. Its physiological effect on the surface should then also be greater than that of the γ -radiation; how much greater is difficult to say definitely. A reduction of the intensity of the secondary β -rays by only some tens of per cent would therefore appear to be a considerable improvement in the dosage conditions. According to the above investiga-

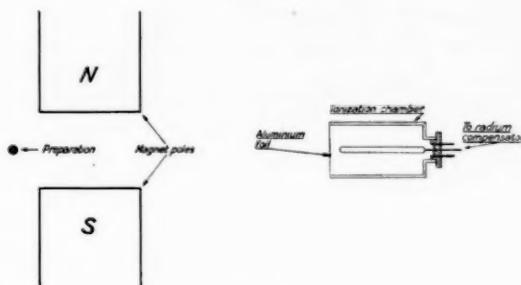


Fig. 3.

tions by BRAGG and MADSEN as well as by SCHROEDINGER and KOHLRAUSCH, a substitution of say silver, nickel or iron containers for the platinum containers might for instance under such circumstances mean a reduction of the surface dose by up to 25 per cent. It should also be observed that the very softest β -radiation was excluded from our measurements by absorption in the air between the preparation and the chamber.

The increased thickness of material that would be necessary to obtain the same degree of filtration in preparations intended for interstitial use need not deter us, as a change in the material of the outermost 2 or 3 tenths of a millimeter should be sufficient for a considerable improvement in this respect. Further, the calculations published in the previous paper show that it is by no means suitable to attempt to reduce the diameters of the preparations too much.

Supposing for inst. the platinum cells available to be of an internal diameter of 0.6 mm, with 0.2 mm thickness of material, these might suitably be enclosed in 0.2 mm platinum + 0.3 mm stainless steel containers in order to obtain the same degree of filtration as if 0.5 mm of platinum were used. This would make an external diameter of c. 2.0 mm, com-

pared to c. 1.6 mm with platinum filter only, if a filtering strength corresponding to c. 1 mm of lead be desired in both cases. The drawbacks of thick needles for interstitial radiumtherapy will probably be more than counterbalanced by the improved dosage distribution possible. In cases where interstitial treatment cannot be applied with such needles, it is an open question whether it would not pay to return to the skin application methods earlier used with good success, at least at Radiumhemmet.

As so far, at least here, platinum has been generally used for radium containers, a re-packing would be a comparatively large and expensive undertaking. We therefore consider it of importance that further investigations of the problems involved should be undertaken with more suitable apparatus, allowing a more accurate determination of the advantages accruing by a change to another filter material. Investigations are in progress with preparations of the same shape but contained in different substances, and an electromagnet specially designed for the purpose. The results will be published later in this journal.

SUMMARY

This article contains the preliminary results of an investigation of the secondary β -radiation emitted from the surface of medical radium preparations. As these rays are absorbed by a few mm of the tissue, and under certain circumstances may amount to 50 per cent or more of the total dose, the great importance of this factor in interstitial and distance treatment is pointed out. By collating the physical constants of this β -radiation, it is shown that by the choice of a suitable filter material a considerable reduction of this secondary radiation may be secured, and the experiments will therefore be continued with apparatus suitable for the purpose.

ZUSAMMENFASSUNG

Der Aufsatz enthält präliminäre Angaben über einige Untersuchungen der sekundären β -Strahlung, die von der Oberfläche medizinischer Radiumpräparate ausgeht. Da diese Strahlen schon in wenigen Millimetern Gewebe absorbiert werden und unter gewissen Umständen 50 % und mehr der Gesamtdosis ausmachen, wird die grosse Bedeutung dieses Faktors für die Intubation und die Distanzbehandlung hervorgehoben. An Hand einer Zusammenstellung der physikalischen Konstanten der β -Strahlung wird gezeigt, dass mittels eines geeigneten Filtermaterials eine nennenswerte Reduktion dieser Sekundärstrahlung erzielt werden kann, weshalb die Experimente mit Hilfe einer zweckentsprechenden Apparatur fortgesetzt werden.

RÉSUMÉ

Cet article renferme les résultats préliminaires donnés par des recherches sur les radiations secondaires β émises par la surface des préparations médicales de

radium. Ces radiations étant absorbées par quelques mm de tissu et pouvant, dans certaines circonstances atteindre 50 % ou plus de la dose totale, les auteurs insistent sur l'importance considérable de ce facteur dans le traitement interstitiel et le traitement à distance. L'étude de l'ensemble des constantes physiques de ces radiations β a permis d'établir que, par un choix convenable du matériel filtrant, on peut obtenir une réduction considérable de ces radiations secondaires; les auteurs se proposent donc de continuer leurs recherches avec une instrumentation adaptée au but poursuivi.



ÜBER DIE SCHWÄCHUNG DER RADIUMSTRÄHLEN DURCH DIE WÄNDE UND DIE FUSSBÖDEN IN GEBÄUDEN

von

Sven Benner, Stockholm

Bei der jetzt gebräuchlichen Distanzbehandlung mit Radium werden grosse Radiummengen von mehreren Gramm benutzt. Die Möglichkeit ist nicht ohne weiteres von der Hand zu weisen, dass die durch die Wände, den Fussboden und die Decke des Behandlungszimmers dringende Strahlung so stark ist, dass sie dem Personal, das sich ständig in den angrenzenden Zimmern aufhält, auf die Dauer gesundheitsschädlich sein kann. Es ist daher wünschenswert, die Intensität dieser Strahlung zu kennen. Die Schwächung der Strahlen durch die Gebäudekonstruktionen lässt sich aber nicht im voraus berechnen, da von allen bestrahlten Baukonstruktionen eine Sekundärstrahlung ausgeht, deren Abhängigkeit vom Material nur ungenau bekannt ist. Auch wenn dies nicht der Fall wäre, würde eine Berechnung der Intensitätsverteilung der Sekundärstrahlung im Raum auf unüberwindliche mathematische Schwierigkeiten stossen. Ich habe deshalb im Radiumhemmet in der Umgebung eines Behandlungszimmers, wo eine grosse Radiumkanone mit mehr als 3 Gramm Radium aufgestellt ist, Messungen der Strahlungintensität angestellt und diese so auszuführen versucht, dass die Resultate bei der Beurteilung der Verhältnisse auch in anderen Gebäuden von Nutzen sein können. Die Messanordnung ist die von SIEVERT¹ angegebene.

Bei der Ausführung der Untersuchung traten folgende Schwierigkeiten auf. Erstens wurden in demselben Gebäude andere Radiummengen (im allgemeinen 2—2.5 g) zur Behandlung benutzt. Die Strahlung von diesen Radiummengen musste von der gemessenen Intensität abgezogen werden. Diese Korrektion war bei den von der grossen Kanone entferntesten Punkten von derselben Grössenordnung wie der gemessene Effekt, und schwer zu berechnen. Zweitens musste die grosse Kanone

¹ SIEVERT: Acta Radiol. 4, 1925, S. 61.

je nach den behandelten Fällen während der Messungen immer wieder nach anderen Richtungen eingestellt werden. Die Strahlung der Kanone nach verschiedenen Richtungen ist aber sehr verschieden wegen des Bleipanzers, der das Radium nach hinten und allen Seiten umgibt. Hierdurch ergaben sich an einem bestimmten Punkt, je nach der Einstellung der Kanone, sehr starke Änderungen der Strahlungsintensität. Um zu vergleichbaren Werten zu kommen, wurde folgendermassen verfahren. Für die Richtung von der Kanone zu den einzelnen Messpunkten wurden Azimut und Höhenwinkel (v_1 und φ_1 , von der Höhenrichtung der Zeichnung bzw. von dem Horizontalplane aus gerechnet) auf Grund der Zeichnungen Fig. 2—5 berechnet. Ferner wurde vor jeder Messung Azimut und Höhenwinkel (v_2 und φ_2) für die Symmetriearchse der Kanone geschätzt. Der Winkel v zwischen der Kanonenachse und der Richtung zum Messpunkt kann dann nach der Gleichung

$$\cos v = \cos \varphi_1 \cos \varphi_2 \cos (v_1 - v_2) + \sin \varphi_1 \sin \varphi_2$$

berechnet werden. Die Abhängigkeit der Strahlung der Kanone von der Richtung (v) wurde durch einen besonderen Versuch bestimmt, bei dem die Messanordnung in dem Kanonenzimmer selbst in etwa 2 m Entfernung von der Kanone aufgestellt war. Die Kanone wurde horizontal eingestellt, gegen die Messanordnung gerichtet und die Strahlungsintensität gemessen. Die Kanone wurde dann in einem bekannten Winkel um eine vertikale Achse gedreht, die Strahlungsmessung wiederholt u. s. w. Da die Messapparatur zuerst mit einer bekannten Radiummenge in bekannter Entfernung geeicht worden war, konnte ich berechnen, eine wie grosse Radiummenge man am Platz der Kanone ohne jede absorbierende Schicht aufstellen müsste, damit die gleiche Strahlungsintensität, wie die von der Kanone nach den verschiedenen Richtungen ausgesandte, erzielt wird. Die Abhängigkeit dieser Grösse (»äquivalente Radiummenge«) vom Winkel v ist in Fig. 1 angegeben. In gleicher Weise wurde für jede einzelne Messung in der Umgebung des Behandlungszimmers berechnet, eine wie grosse Radiummenge man am Platz der Kanone setzen müsste, um die gleiche Intensität wie die tatsächlich gemessene zu bekommen, wenn die Wände u. s. w. nicht da wären. Nun ist für jede Messung der Winkel v bekannt, also auch die äquivalente Radiummenge. Der Quotient dieser beiden Grössen ist der von den Wänden u. s. w. durchgelassene Bruchteil (zusammen mit der Sekundärstrahlung) der in der betreffenden Richtung ausgesandten Strahlung und wird als Transmission bezeichnet. Diese Transmission wurde mit derjenigen verglichen, die man berechnet für den Fall, dass keine Sekundärstrahlung berücksichtigt wird, sondern die Primärstrahlung nur durch Absorption geschwächt wird. Dadurch kann man beurteilen, ob

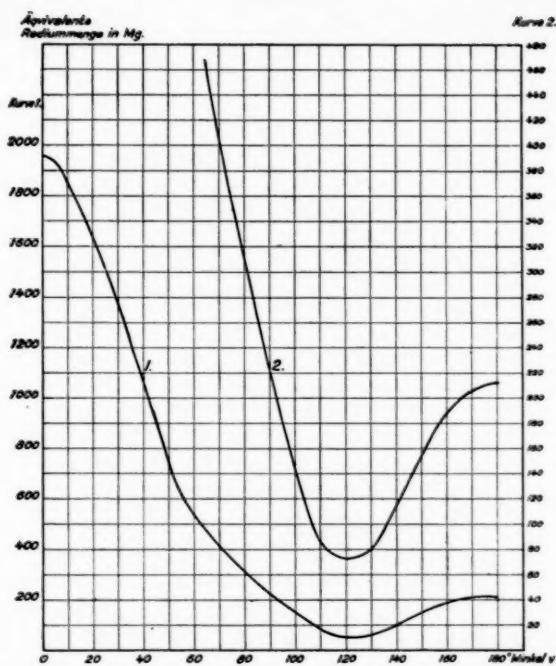


Fig. 1. (Kurve 2 ist dieselbe wie die Kurve 1 nur ist der Maßstab im Verhältnis 5:1 vergrössert.)

man in solchen Fällen nur mit der Absorption zu rechnen hat, oder ob man auch die Sekundärstrahlung berücksichtigen muss.

Das Verfahren zur Berechnung der Transmission aus der gemessenen Intensität ist nicht einwandfrei, da die Sekundärstrahlung ja nicht nur von den gerade auf den Messpunkt hinzielenden (unter dem Winkel v ausgesandten) Primärstrahlen erzeugt wird, sondern auch von benachbarten Strahlen. Man müsste deshalb nicht mit der äquivalenten Radiummenge für den Winkel v , sondern mit einem Mittelwert für einen gewissen Bereich um v herum rechnen. Dieser Umstand wird die Ursache sein, weshalb die verschiedenen Transmissionswerte für denselben Punkt oft recht verschieden sind. Eine genauere Berechnung wäre aber kaum ausführbar, und für den vorliegenden Zweck ist die hier benutzte Methode genau genug, besonders wenn für jeden Punkt mehrere Messungen bei verschiedenen in der Praxis vorkommenden Einstellungen der Kanne ausgeführt werden. Man bekommt dann eben den, praktisch gesehen, wichtigen Mittelwert der Transmission für die verschiedenen gebräuchlichen Kanonenstellungen.

Bei der Berechnung der Absorption wurde der Massenabsorptionskoeffizient gleich 0.05 angenommen, ein Wert, der für die recht stark gefilterte Strahlung und für das mittlere Atomgewicht der absorbierenden Stoffe (Ziegel, Kalk, Holz u. s. w.) zutreffen dürfte. Ziegelwände von 30 bzw. 45 cm Dicke (in den Zeichnungen schraffiert) wiegen 525 bzw. 850 kg pro m³ und schwächen deshalb bei senkrechtem Durchgang die Strahlung auf den Bruchteil $e^{-2.6} = 0.074$ bzw. $e^{-4.25} = 0.014$. Bei schrägem Durchgang wird die Weglänge der Strahlen in der Schicht grösser und die durchgelassene Intensität entsprechend geringer. Holzwände von 17 cm Dicke (in den Zeichnungen schwarz) lassen bei senkrechtem Auffallen der Strahlen den Bruchteil $e^{-0.5} = 0.61$ hindurch. Bei geschlossener Tür wurde die Durchlässigkeit mit 0.9 angenommen. Für Fussböden der in diesem Gebäude benutzten Konstruktion geben die Architekten ein Gewicht von 250—300 kg pro m³ an. Als ich mit dem Mittelwert dieser Grössen rechnete, ergaben sich aber systematische Abweichungen zwischen solchen Punkten, die in demselben Geschoss wie das Behandlungszimmer lagen (Absorption nur durch die Wände), und andere Punkte, wo auch (oder nur) die Fussböden absorbierten. In den ersteren war die Transmission fast immer grösser als nach den Absorptionsgesetzen berechnet; die Sekundärstrahlung hatte dann einen merkbaren Anteil an der gemessenen Intensität. In den anderen Punkten aber war die Transmission im allgemeinen *geringer*, als die berechnete Durchlässigkeit. Dies lässt sich, abgesehen von Versuchsfehlern, nur dadurch erklären, dass die Böden in der Tat schwerer waren, als oben angegeben. Bei gleichartigen Bodenkonstruktionen kann ja das Gewicht infolge verschiedener Füllung u. s. w. sehr verschieden sein, während solche Fehlerquellen bei den Wänden kaum zu befürchten sind. Es wurde deshalb das Gewicht der Böden mit 360 kg pro m³ angenommen, so dass sie bei senkrechtem Eintritt die Strahlung auf den Bruchteil $e^{-1.8} = 0.165$ schwächen.

Im Folgenden werden die Bauzeichnungen für die betreffenden Gebäude Teile wiedergegeben, mit Angabe des Platzes der Kanone (im 2. Stockwerk) bzw. deren Vertikalprojektion sowie aller Messpunkte. Die Tabelle gibt die beobachtete Transmission (bei mehreren Messungen deren Mittelwert), die berechnete Durchlässigkeit und die Zeit in Jahren, die bei kontinuierlicher Bestrahlung zur Erreichung einer HED erforderlich ist (bei mehreren Messungen den grössten bzw. kleinsten Wert) an. Fig. 6 und (in grösserem Mass-Stab) Fig. 7 zeigen den Zusammenhang zwischen Transmission und berechneter Durchlässigkeit. Wären sie gleich, so müssten die Punkte auf die gezeichnete Gerade fallen. Aus den Tabellen und Diagrammen erhellt, dass die Sekundärstrahlung die Grössenordnung der Strahlungsintensität nicht ändern kann. Zwar ist in einigen Punkten (10—11, 13) die Strahlung messbar, obgleich sie nach

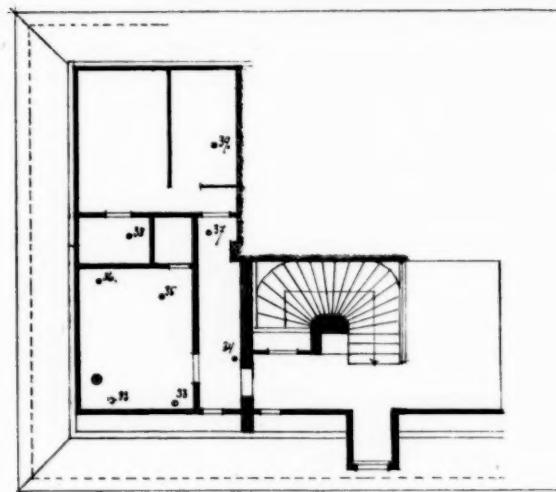


Fig. 2. 3. Stockwerk.

dem einfachen Absorptionsgesetze unmessbar klein sein sollte. Doch ist in diesen Fällen die beobachtete Strahlung so schwach, dass sie praktisch genommen ohne Bedeutung ist; auch ist die sehr unsichere Korrektionswegen der anderen Radiummengen im Gebäude in diesen Fällen von derselben Größenordnung, wie die beobachtete Strahlung, so dass das

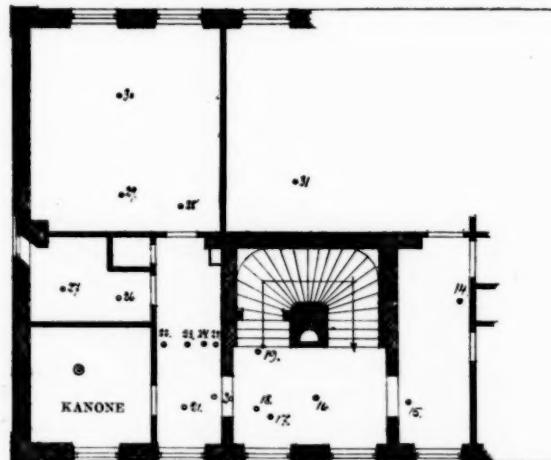


Fig. 3. 2. Stockwerk.

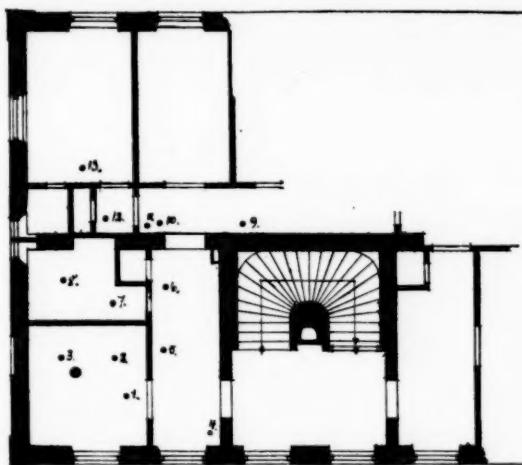


Fig. 4. 1. Stockwerk.

Resultat auch sehr unsicher ist. Punkt 19 ist so gewählt, dass die direkten Strahlen durch Absorption sehr geschwächt werden, während die Ionisationskammer so aufgestellt ist, dass sie Sekundärstrahlung von benachbarten, intensiv bestrahlten Gegenständen empfangen kann. Trotzdem ist von einer solchen nichts zu merken. Bei den Punkten 10—11, die ähnlich liegen, ist die Sekundärstrahlung nur dadurch be-

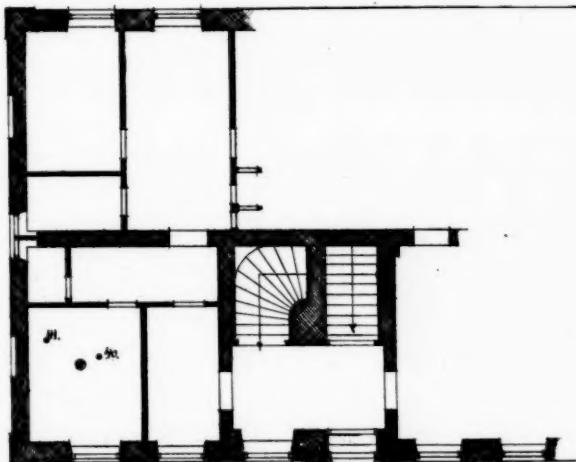


Fig. 5. Erdgeschoss.

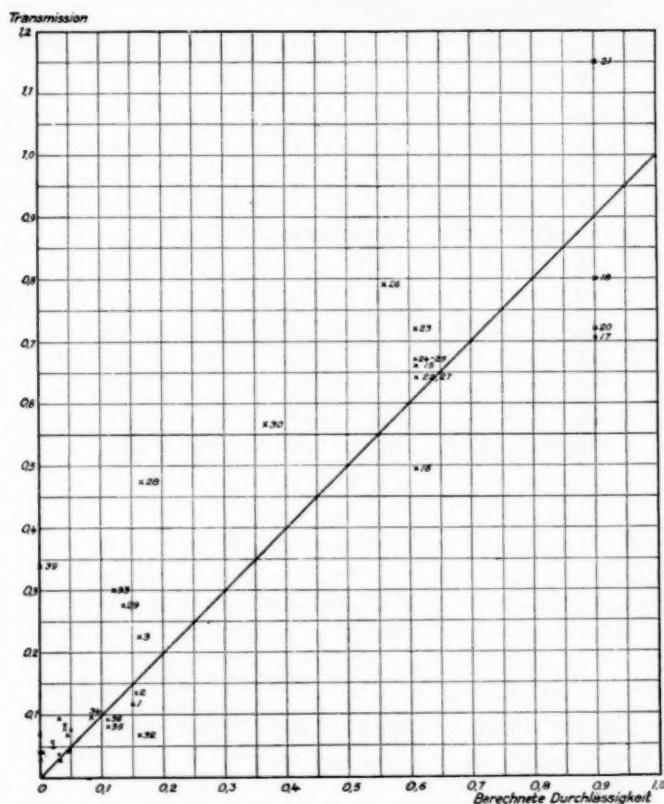


Fig. 6.

merkbar, dass die Primärstrahlung bis zum Verschwinden geschwächt worden ist.¹ Die grossen Transmissionswerte bei den Punkten 33 und 39 sind wohl dadurch zu erklären, dass die Punkte zufällig so gewählt wurden, dass auf der Linie zwischen der Kanone und den Messpunkten sich ein Holzbalken, statt der schwereren Kalkgriesfüllung, befand.

Bei der Berechnung der HED-Zeit wurde angenommen, dass eine HED mit 250 mg Ra in 1 cm Entfernung in einer Stunde erreicht wird.²

¹ Die Punkte 22—25 müssten auch verschiedene Transmissionen haben, wenn die Sekundärstrahlung bedeutend wäre.

² GLASSER und MAUTZ, Strahlenther. 34, 1929, S. 845.

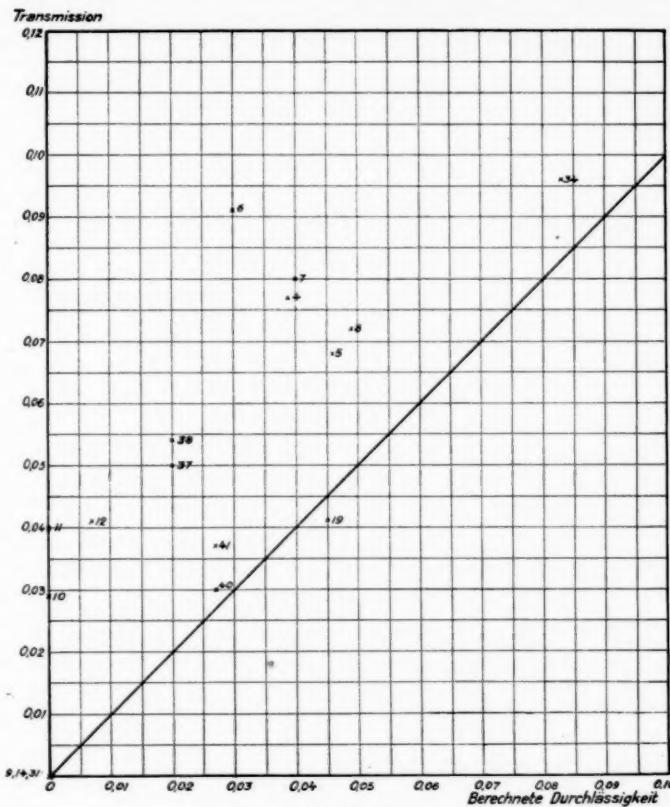


Fig. 7.

MUTSCHELLER¹ und SIEVERT² schätzen für Röntgentherapie die zulässige HED-Zeit zu etwa 20,000 Stunden. Der kontinuierlichen Bestrahlung wegen muss man hier strengere Forderungen stellen und also etwa 60,000 Stunden (= 7 Jahre) als Mindestmaß zulassen. Bei einer HED von $2,000 \text{ r}$ entspricht dies $5 \cdot 10^{-4} \text{ r}$ in der Minute. Dies setzt voraus, dass dieselben Personen sich dauernd in den durchstrahlten Räumen aufhalten; ist dies nicht der Fall, kann stärkere Strahlung erlaubt sein. Die Tabelle zeigt, dass von den untersuchten Punkten nur bei 26 und 27 (vielleicht auch 22) die obengennante Grenze überschritten wird. Diese Punkte liegen aber in einem Vorratszimmer, wo sich im allgemeinen dieselben Personen nicht längere Zeit aufhalten.

¹ MUTSCHELLER, Journ. of roentgenol. 13, 1925, S. 65.

² SIEVERT, l. c.

Tabelle I

Punkt Nr	Transmission	Berechnete Durchlässigkeit	HED-Zeit in Jahren
1	0.12	0.15	57
2	0.22	0.16	34
3	0.13	0.16	19
4	0.08	0.04	125
5	0.07	0.05	135
6	0.09	0.03	68
7	0.08	0.04	45
8	0.07	0.05	45
9	< 0.005	$3 \cdot 10^{-6}$	> 3000
10	0.03	$2.5 \cdot 10^{-5}$	420
11	0.04	$3 \cdot 10^{-5}$	570
12	0.04	0.007	160
13	0.07	$6 \cdot 10^{-4}$	140
14	< 0.01	10^{-7}	> 3000
15	0.66	0.61	230
16	0.5	0.61	85
17	0.7	0.9	160
18	0.8	0.9	80
19	0.041	0.045	1 700
20	0.72	0.9	57
21	1.15	0.9	34
22	0.64	0.61	28
23	0.72	0.61	30
24	0.67	0.61	40
25	0.67	0.61	48
26	0.8	0.56	6
27	0.64	0.61	5
28	0.47	0.17	100
29	0.28	0.14	67
30	0.57	0.37	72
31	< 0.005	0.001	> 5000
32	0.067	0.16	620
33	0.3	0.12	110
34	0.096	0.083	570
35	0.08	0.11	850
36	0.092	0.11	600
37	0.05	0.02	3 400
38	0.054	0.02	2 300
39	0.34	0.007	800
40	0.03	0.027	300
41	0.037	0.027	230

Für den Fall, dass beim Neu- oder Umbau eines Krankenhauses noch strengere Forderungen erwünscht sein sollten, möchte ich folgende Massnahmen vorschlagen:

1. Unter, rings um und über dem Behandlungszimmer werden nur solche Zimmer verlegt, in denen sich dieselben Leute nicht dauernd aufhalten.
2. Das Behandlungszimmer soll die Wände aus Ziegel und die Bodenfüllung aus Baryt haben. Die Tür zum Behandlungszimmer soll so verlegt werden, dass die dadurch austretenden Strahlen möglichst wenig schaden.
3. Eventuell wird am Fussboden unter die Kanone eine Bleischeibe von 3—5 cm Dicke und 1 m Durchmesser (bei verschiebbarer Kanone grösser) gelegt, die die intensive, aus der Kanone nach vorn austretende Strahlung schwächt.

ZUSAMMENFASSUNG

Mit Hilfe eines früher in dieser Zeitschrift beschriebenen Ionisationsinstrumentes ist die Strahlungsintensität in den Räumen, die an ein Zimmer für Distanzbehandlung mit grossen Radiumquantitäten (> 3 gr) angrenzen, untersucht worden. Die Absorption in Wänden und Boden ist berechnet und dabei festgestellt worden, dass die Sekundärstrahlung derselben, wenn auch nicht unbedeutend, doch innerhalb eines Umkreises von 6—8 m um die Strahlenquelle herum die Grössenordnung der Strahlungsintensität nicht nennenswert beeinflusst.

Mit Rücksicht auf die grosse Durchdringungsfähigkeit der γ -Strahlen wird in Analogie mit den Forderungen bei den harten Röntgenstrahlen (Toleranzdosis in 20,000 Stunden bei einer $HED = ca. 600 r$) vorgeschlagen, dass in Räumen, in denen sich dieselben Menschen während mehrerer Jahre aufhalten, die maximale Intensität einen Wert von $5 \cdot 10^{-4} r$ in der Minute nicht überschreiten sollte, was etwa 60,000 Stunden (ca. 7 Jahre) ausmacht, um 1 $HED = 2,000 r$ zu erreichen. In den untersuchten Lokalen ist nur an ganz wenigen Stellen eine höhere Intensität, als dieses Maximum, festgestellt worden.

Ein Blei-Strahlungsschutz dürfte im allgemeinen mit Vorteil nur am Boden unmittelbar unter dem Distanzbehandlungsapparat anzubringen sein. Bei Neubauten soll man aber die Wände solcher Räumlichkeiten aus Ziegel- oder Barytstein herstellen und die Böden und Decken mit einer Barytfüllung versehen.

SUMMARY

By means of an ionization instrument previously described in this journal, the radiation intensity in premises adjoining a room for distance treatment with large quantities of radium (> 3 gr) has been examined. The absorption in walls and floor was computed, and it was established that the secondary radiation from these, although considerable, does not change the order of magnitude of the radiation intensity within the 6—8 metres nearest to the radium.

On account of the great penetrative power of the γ -rays, it is suggested, in analogy with the requirements for hard X-rays (tolerance dose in 20,000 hours at a HED -dose of ca. 600 r), that in premises, where the same persons have to remain for long daily during a number of years, the maximum intensity permissible

should not exceed $5 \cdot 10^{-4} \text{ r}$ per minute, at which rate it would take c. 60,000 hours (about 7 years) to reach a dose of 1 HED = 2,000 r. An intensity in excess of this maximum was detected in very few spots in the premises examined.

As a rule, protective lead screens cannot be used except on the floor underneath the distance treatment apparatus. When new buildings are erected, however, the walls of rooms intended for such purposes should be built of bricks or barite plates and barite filling should be used in floors and ceiling.

RÉSUMÉ

A l'aide d'une instrumentation ionométrique précédemment décrite dans ce journal, l'auteur a étudié l'intensité de radiation dans les chambres attenantes à la chambre de traitement à distance par quantités considérables de radium ($> 3 \text{ gr.}$). L'absorption des murs et des planchers a été calculé et il a été établi que leur radiation secondaire, sans être insignifiante, n'influait cependant pas notablement dans un rayon de 6 à 8 m de la source émettrice sur l'ordre de grandeur de l'intensité de radiation.

En raison de la grande puissance de pénétration des rayons γ , il est proposé que dans les chambres dans lesquelles séjournent les mêmes personnes pendant plusieurs années, l'intensité maximum n'excède pas une valeur de $5 \cdot 10^{-4} \text{ r}$ par minute, ce qui fait environ 60,000 heures (env. 7 ans) pour atteindre la dose 1 HED = 2,000 r. Dans le local examiné, on n'a noté qu'en de rares points une intensité supérieure à ce maximum.

Une protection par le plomb contre les radiations ne peut en général être établi que sur le plancher, immédiatement au-dessous de l'appareil pour le traitement à distance. Dans les constructions neuves, les cloisons devront, dans les chambres de cette nature, être faites en briques ou en pierre barytique et les planchers et plafonds être doublés d'un charge de plancher de baryte.



HOW FAR CAN ORDINARY MILLI-AMMETERS BE USED FOR READING SHORT-TIME CURRENTS?

by

Robert Thoræus.

In all Roentgen-ray work, both in diagnostics and therapy, the applied dose at a certain focus-distance is, for one and the same machine and tube, only determined by three factors, milliamperage, voltage and time. All of them can, within the maximum carrying capacity of the tube, be settled quite independently of the others. The first condition for doing this properly is, however, a thorough knowledge of the measuring instruments and their accuracy. Now in this paper I shall briefly report some measurements carried out in our laboratory in order to find out how far ordinary diagnostic milli-ammeters can be used for exact readings of short-time currents.

Now there are two different methods of reading the milli-ammeter.

Method I. The needle is quite free, and the maximum deviation is observed.

Method II. By a specially provided arrangement the needle can be deviated to any position within the scale. When settled there, the milliamperage is increased until a slight jerk of the needle is observed. Then the current is considered to be practically equal to the pre-adjusted reading.

There are mainly two reasons why a milli-ammeter may be expected to give false readings for short-time currents:

1. The mass and damping of the moving system (coil, needle etc.)
2. Self-induction in the coil and inside connexions.

Now, when the instrument is used according to method I, both of them will influence the result. In the case of method II, however, the movement of the system is reduced to a minimum and so the self-induction would be the only disturbing factor.

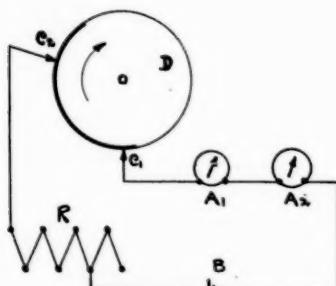


Fig. 1.

tachometer and kept constant by an adjustable resistance in the motor circuit. C_1 and C_2 are two contacts which can be placed in different positions along a circular frame concentrical to the disc. B is a 2 volt storage battery, R is an adjustable induction-free resistance, A_1 is a precision milli-ammeter and A_2 is the ammeter to be tested.

When both the contacts simultaneously touch the brass lining a constant current is passing through the milli-ammeters and, as long as the disc has a constant rotation, the time during which the current is passing is constant and depends only on the distance between the contacts. Now, the rotation of the disc is kept at 12 revolutions per minute and, by changing the distance between the contacts, the time of the current can therefore be adjusted to any value within the range 0—1.8 seconds.

When planning the measurements I found it suitable to apply a low-tension circuit to the milli-ammeters, as it considerably simplifies the construction of the time-relay which was to be built for this purpose.

Fig. 1. gives a diagram of the apparatus and its connexions. D is a wooden disc (about 11.5 cm in diam.), which has a brass lining along 160° of its circumference. The disc is rotated from a small electric motor the revolutions per minute of which are read on a

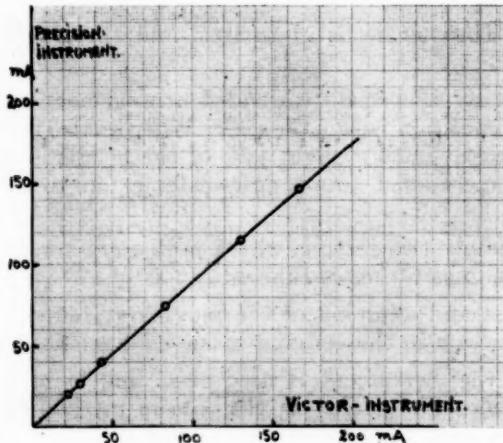


Fig. 2.

With the motor stopped and both the contacts on the brass lining the current can be read on the precision instrument. Because of the rotation of the disc the contact is repeated every 5 seconds. In general the instrument A₂ was observed over 4 or 5 such contacts within each setting.

The investigation has been carried out for three quite different instruments. Two of them have kindly been put at my disposal for this purpose and the third belongs to the laboratory. When arranging the connexions, care was taken to get them as induction-free as possible, and throughout all the measurements they remained unchanged.

Instrument I. Victor milliammeter for 0—20 and 0—200 mA.

At first the instrument was calibrated to the precision instrument for continuous currents, and the result is shown in the diagram fig. 2. The instrument registers too much and has at maximum deviation a minus-correction of 12.5 per cent.

The instrument was connected to the disc circuit breaker and tested with three different currents 155, 73 and 39 mA. The milliamper-

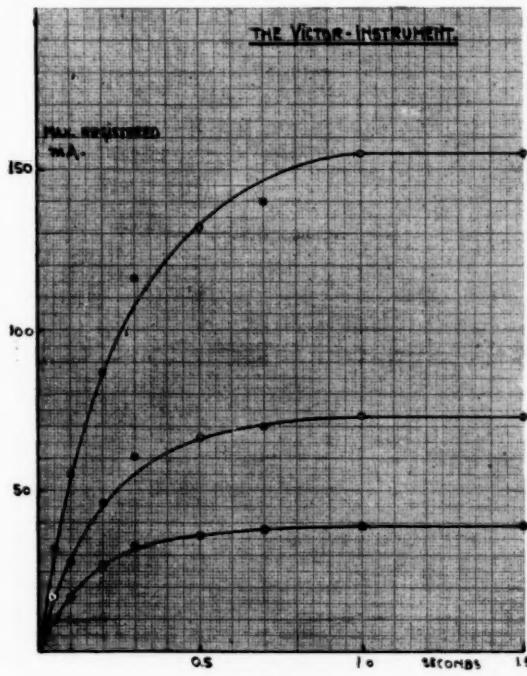


Fig. 3.

ages observed at different times are collected in the following table I and plotted in the diagram fig. 3. The milliamperage is uncorrected.

Table I.

Constant current. mA	Max. registered mA at different times							
	1.5 sec.	1.0 sec.	0.7 sec.	0.5 sec.	0.3 sec.	0.2 sec.	0.1 sec.	0.05 sec.
155	155	155	140	132	117	87	55	32
73	73	73	70	67	61	46	28	17
39	39	39	38	36	33	27	17	10

As seen from the results, this instrument cannot be used for times below about 1 second. As the instrument was not provided with a device for deviating the needle it was only tested according to method 1.

Instrument II. Järnh milli-ammeter no. 146568.

As in most modern instruments, this milliammeter was provided with a device for deviating the needle and was therefore tested according to both the above-mentioned methods. The calibration to the precision instrument gave the results plotted in the diagram fig. 4. The instrument was shunt-regulated and currents of 0—10, 0—100 and 0—1000 mA could thus be measured. The calibration was carried out for all the ranges and it was then found that the correction curve in fig. 4 could be applied

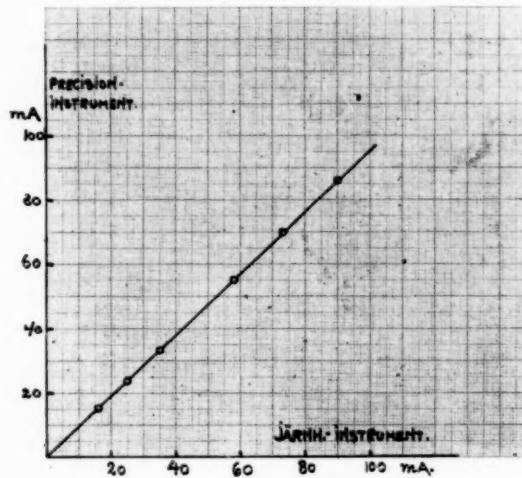


Fig. 4.

to all of them by a simple reduction of the scales. The results show a minus-correction of 5 per cent.

The instrument was then connected to the disc circuit breaker and observed according to both the methods for two different currents within the ranges 0—100 and 0—1000 mA. The test results of methods I and II are given in Table II, and those of method I are plotted in the diagram fig. 5.

Table II.

Constant current	Max. registered mA at different times								Max. pre-adjusted reading where an evident jerk could be observed in all the cases	
	mA	1.5 sec.	1.0 sec.	0.7 sec.	0.5 sec.	0.3 sec.	0.2 sec.	0.1 sec.		
57	57	65	65	65	65	59	45	23	12	54
135	135	160	160	160	160	150	120	70	30	115
245	245	290	290	290	290	280	220	130	60	220

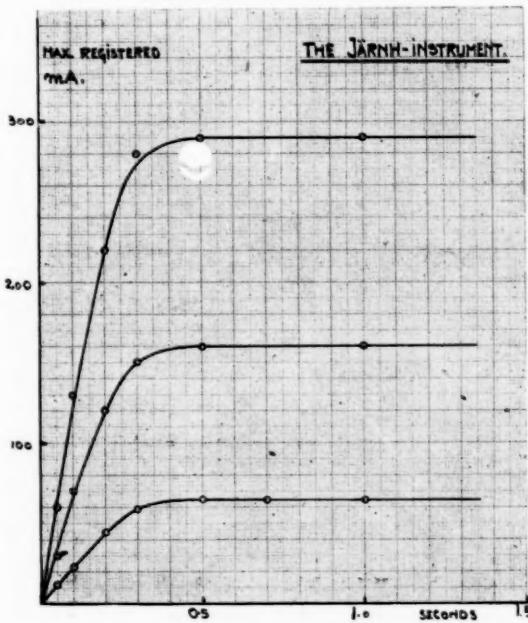


Fig. 5.

The observations evidently show that this instrument cannot be used according to method I for times shorter than about 0.5 seconds. Below this limit a considerable error in the readings appears. In the case of method II, however, the instrument is quite good. With the needle set at a reading just below that observed for continuous current a slight jerk appears even when the time is decreased to 5/100 second.

Instrument III. Siemens milli-ammeter 0—12, 0—120 and 0—600 mA.

This instrument was tested in exactly the same manner as instrument II. The calibration curve in fig. 6 shows that practically no correction

Table III.

Constant current mA	Max. registered mA at different times								Max. pre-adjusted reading where an evident jerk could be observed in all the cases
	1.5 sec.	1.0 sec.	0.7 sec.	0.5 sec.	0.3 sec.	0.2 sec.	0.1 sec.	0.05 sec.	
108	115	115	100	92	63	40	22	12	90
215	250	250	220	190	135	90	50	30	200
320	370	370	330	300	200	135	70	40	300

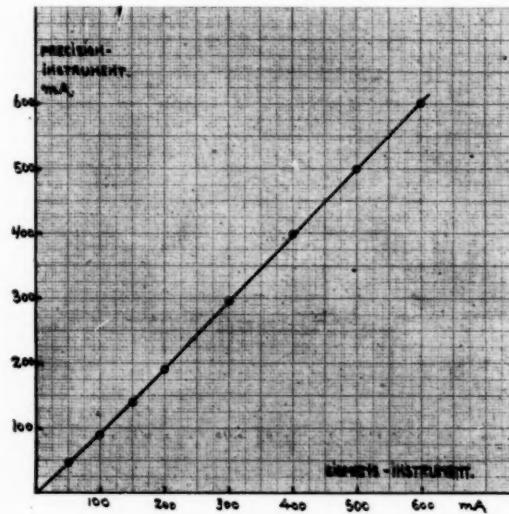


Fig. 6.

to the reading is required. The test results of methods I and II are collected in the table III and those of method I are plotted in the diagram fig. 7.

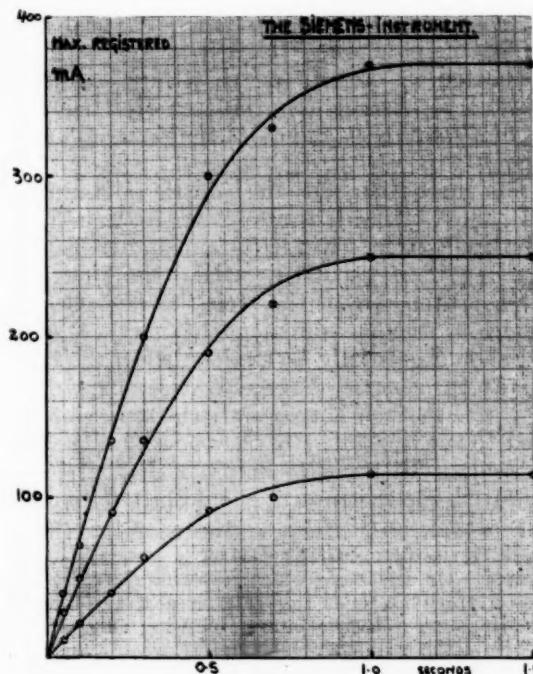


Fig. 7.

When used according to method I this instrument also gives false readings for short-time currents. The limit seems to be about 1 second. In the case of method II, however, the accuracy seems to be quite sufficient.

As may be seen from the test results, the instrument III is very efficiently damped and because of this the jerks observed in method II at times below 0.1 second were found to be very small. Now, in most diagnostic laboratories, the milli-ammeter is read from a distance of several meters and then it may happen that such small jerks can not clearly be seen, especially with respect to the generally used very faint illumination of the instrument.

All the measurements obtained by method I evidently show the great influence of the mass of the moving system in connexion with the

damping. Instrument II seems to be less efficiently damped than the other ones. In all cases, however, the maximum registered mA for very short times seems to be approximately proportional to the time.

The influence of self-induction etc., as shown by the measurements of method II, does not seem to be of any practical importance. This will still more be the case when the instrument is in practical use, as it is then connected in circuits of very high resistance. With the needle pre-adjusted to a value about 10 per cent below the desired one, the appearing of a small jerk indicates the right milliamperage with an accuracy of about $\pm 5\%$.

For measuring short-time currents ballistic milli-ammeters have been suggested. The above measurements show, I think, that the accuracy obtained by method II is quite sufficient and so ballistic instruments would not be required, especially when the milli-ammeter used is calibrated by a constant current time-relay as described above.

In conclusion to the measurements it may be said that readings as to method I should generally be avoided when the time is less than 1 second. Thus, as in general diagnostic work the exposure-times lie between $\frac{1}{10}$ — $\frac{5}{10}$ sec., method II is the only one to be recommended, especially with regard to the durability of the tubes and the uniformity of the photographic results. In order to obtain a distinct jerk in the case of method II, however, the instrument should be only moderately damped.

Note added to the proof. In a recent paper by K. W. MÜLLER (Fortschritte a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen Bd. 41 Heft 4, S. 610) the same problem is also investigated. On the basis of a curve obtained by direct readings he calculates curves giving the jerks in per cent of the real current for different pre-adjusted readings. From the curve referring to a pre-adjusted reading of 10 per cent below the real current an accuracy of about $\pm 5\%$ can directly be read, and moreover, that in cases of times shorter than $\frac{1}{10}$ sec. the jerk is very small and may be difficult to observe. Other curves as calculated by MÜLLER for pre-adjusted readings of more than 10 per cent below the real current are, of course, also valuable. For practical work, however, they are of but small interest as such readings are never used. Thus, on essential points, there is a very good agreement between the results obtained by MÜLLER and my experimental observations.

SUMMARY

The author reports some measurements carried out in order to investigate how far ordinary milliammeters can be used for exact readings of short-time currents. Three different makes of instruments have been tested and observed according to the following two methods.

Method I. The needle is quite free and the maximum deviation is read.

Method II. By a specially provided arrangement the needle can be deviated to any position within the scale and then the milliamperage is increased until a slight jerk of the needle appears. Then the current is considered to be practically equal to the pre-adjusted reading.

A disc circuit-breaker specially built for this purpose is described. The test-results evidently show that for very short times simple readings according to method I are connected with considerable errors. Thus in general method II should always be used for reading short-time currents. With the needle pre-adjusted to a value about 10 per cent below the desired one the appearing of a small jerk indicates the right milliamperage with an accuracy of about $\pm 5\%$. For practical work this seems to be quite sufficient especially when compared with the errors connected with the time-relays, so ballistic instruments are not directly required.

ZUSAMMENFASSUNG

Der Verfasser beschreibt einige Messungen, die er vorgenommen hat, um zu untersuchen, in welchem Umfange gewöhnliche Milliampèremeter für die genaue Bestimmung kurzzeitiger Ströme benutzt werden können. 3 solche Instrumente verschiedenen Fabrikates sind hierbei geprüft und nach folgenden 2 Methoden untersucht worden:

Methode I. Der Zeiger ist ganz frei, und der Maximalausschlag wird abgelesen.

Methode II. Mittels einer besonderen Anordnung für die Voreinstellung des Zeigers kann derselbe auf jeden beliebigen Skalenstrich eingestellt werden, worauf man die Stromstärke erhöht, bis man einen leichten Ruck des Zeigers beobachtet. Die Stromstärke ist dann als approximativ gleich dem voreingestellten Werte zu betrachten.

Ein für diesen Zweck eigens gebauter, rotierender Stromschalter wird beschrieben. Die erhaltenen Proberesultate zeigen deutlich, dass für sehr kurze Zeiten die einfachen Ablesungen nach Methode 1 bedeutende Fehler mit sich führen können. Folglich ist es im allgemeinen ratsam, für das Ablesen kurzzeitiger Ströme Methode 2 anzuwenden.

Aus der Untersuchung geht hervor, dass mit einer Voreinstellung des Zeigers von etwa 10 % unter die gewünschte Stromstärke der eintretende Ruck des Zeigers die richtige Stromstärke bis auf $\pm 5\%$ zeigt. Für die Praxis scheint diese Genauigkeit genügend zu sein, besonders mit Rücksicht auf die Fehler, die durch das Schaltrelais entstehen.

RÉSUMÉ

L'auteur communique quelques mesures effectuées dans le but de se rendre compte de la mesure dans laquelle on peut utiliser un milliampèremètre ordinaire pour la détermination exacte des courants de courte durée. Ses essais, qui ont porté sur trois marques différentes d'instruments, ont été effectués suivant les deux méthodes suivantes:

Méthode I. L'aiguille est libre, et la déviation maximum est observée.

Méthode II. Un dispositif spécial de mise au point préalable de l'aiguille permet de placer celle-ci en un point quelconque de l'échelle, après quoi l'intensité du courant est augmentée jusqu'au moment où on perçoit une légère secousse de l'aiguille. L'intensité du courant est alors pratiquement évaluée à la valeur préalablement ajustée.

L'auteur décrit un interrupteur rotatif spécialement construit pour les circonstances. Les résultats des essais indiquent que, pour des durées très courtes, les observations simples faites suivant la méthode 1, comportent des erreurs notables. Lorsqu'il s'agit de courants de courte durée, on doit donc employer la méthode 2. Si l'aiguille est mise à une valeur qui tombe 10 % au-dessous de celle désirée, une légère secousse indique la vraie valeur avec une précision de $\pm 5\%$. Pour la pratique, cette méthode paraît donner une précision suffisante; il n'est donc pas toujours nécessaire de recourir à des instruments balistiques.



EXPERIMENTAL MEASUREMENTS OF THE LEAD-EQUIVALENCE OF VARIOUS BUILDING-MATERIALS

by

Rolf M. Sievert and Robert Thoræus

1. Introduction

In radiological work the question of protection is very important, especially for persons continually working in radiological departments. The question was therefore taken up for discussion at the 11th International Congress of Radiology in 1928 which resulted in the general regulations and recommendations adopted by the Congress (1).

In a number of papers the question of protection has been under discussion. Now, in this paper we have tried to give a perspicuous collocation of the results already found together with our own ones. Some values are found in papers by v. DECHEND (2), KAYE and OWEN (3), BERTHOLD (4), BERTHOLD and GLOCKER (5) and HUNT (6). Their investigations are either carried out by a photographic method or by the ionization method. BERTHOLD has shown that both these methods give approximately the same results if the photographic plate is placed at a relatively great distance (11 cm) from the test-plate which in general is absolutely necessary to obtain good results. The measurements by BERTHOLD and BERTHOLD and GLOCKER are carried out at only two relatively high voltages: 183 and 215—220 kV peak as measured by a point-plate sparkgap. It is, however, possible that the agreement between the results as obtained by both these methods would not have been so good if the measurements had also included lower voltages.

In the investigation by HUNT the absorbing power of barium sulphate plates at various voltages have been compared with that of metallic lead by a photographic method. The test-plate and a lead echelon were placed directly on a photographic plate, which means

at a distance smaller than 1 mm, and then exposed to the roentgen rays. The published results, however, show a very evident granulation behind the test-plates, which, in the opinion of the author, may be explained as shadows of barite grains caused by insufficient powdering and intermixing of the barium sulphate. If this were true the granulation would surely decrease with increasing thickness of test-plate. In the published photographs, however, it can be seen that the granulation always is of practically the same appearance, quite independent of the thickness, which to us evidently points out that the granulation is connected with the secondary radiation from the test-plate. This seems to be more probable when we take into consideration that the secondary radiation in the case of big irradiated masses can reach large amounts. BERTHOLD, for instance, has found that in such cases the intensity of the secondary radiation is 2—10 times that of the primary intensity. Thus, at the surface of the test-plate, the secondary radiation is the main-part of the total radiation. Because of this it may be assumed that photographic methods, where the photographic layer is applied very near the test-plate, are not always quite reliable, but will often give results the interpretation of which may be difficult.

In our opinion the ionization method is the most suitable and so it was preferred when this investigation was planned. The method is identical in principle to that formerly used by KAYE and OWEN, who have published a collection of lead-equivalents of different protective materials measured at a voltage of about 100 kV.

Concerning the danger of irradiation, the generally adopted opinion seems to be that a radiation is not dangerous if the time required for producing an erythema is more than 20,000 hours (8, 9). When, for this purpose, an average erythema-dose of 600 r is assumed, we get *a maximum intensity of 5×10^{-4} r per min. as the limit for complete protection.*

It is, however, not only necessary to know what lead-equivalent should be applied in different cases to assure a sufficient protection but also what lead-equivalent will be obtained when using different materials. Now we know that many materials have a wide margin of variation in this respect, and this is the reason why we have performed this investigation on some materials used in Sweden, in addition to the earlier measurements carried out by foreign authors.

Some of the materials investigated here are used only as building-elements and so their protective power against roentgen rays is relatively small. A knowledge of their properties in this respect, however, may be of some value in cases where older buildings or already erected walls, not originally designed for the requirements of radiological work, are later used for such purposes.

2. Absorption and equivalence in general

As in most cases the protective power of different materials against roentgen rays is compared with that of metallic lead we may at first consider the absorption in lead. We consider a monochromatic roentgen beam traversing a lead-plate of d cm thickness. Its incident intensity, just at the plate, may be I_0 and after having traversed the plate, I . We then have the general absorption law

$$I = I_0 e^{-\mu d}$$

where μ is the total absorption coefficient of lead. However, μ is not a constant but changes with the wave-length. If μ is divided by the density ρ of the material we get the mass-absorption coefficient μ/ρ .

From the above general absorption formula we get

$$I/I_0 = e^{-\mu d} = \delta$$

that is, the ratio between the intensities as measured in front of and behind the lead plate. This ratio may be called *the transparency* of the plate and can easily be calculated from the μ -values. In the diagram fig. 1 the mass-absorption coefficients of lead and the calculated transparency values for some different thicknesses are plotted against the wave-lengths.

In most practical work, however, the roentgen rays used are not homogeneous, but consist of a continuous range of wave-lengths and then the above formula cannot be applied. There is, in fact, no accurate formula which covers the absorption of heterogeneous beams. For the absorption of the different wave-length components in the beam, however, such a diagram as the above mentioned still holds good.

Now, we define as follows: *The lead-equivalent of any material means the thickness of a lead plate which decreases the incident intensity to the same degree as does the material in question, assuming the influence of the secondary radiation to be avoided.*

The lead-equivalent depends on the quality of the incident beam and, because of the heterogeneity of the radiation, it is not proportional to the thickness of the test-plate. Thus, when giving the lead-equivalent, it is absolutely necessary also to record the quality of the beam (voltage and filter) and the thickness of the test-plate.

With respect to the secondary radiation it is also necessary to know whether a wide or narrow beam has been used in the measurements. In general it may be said that a narrow beam will give a somewhat better lead-equivalent than a wide one. In the case of a narrow beam the irradiated area of the test-plate should not exceed 10 sq. cm. The distance

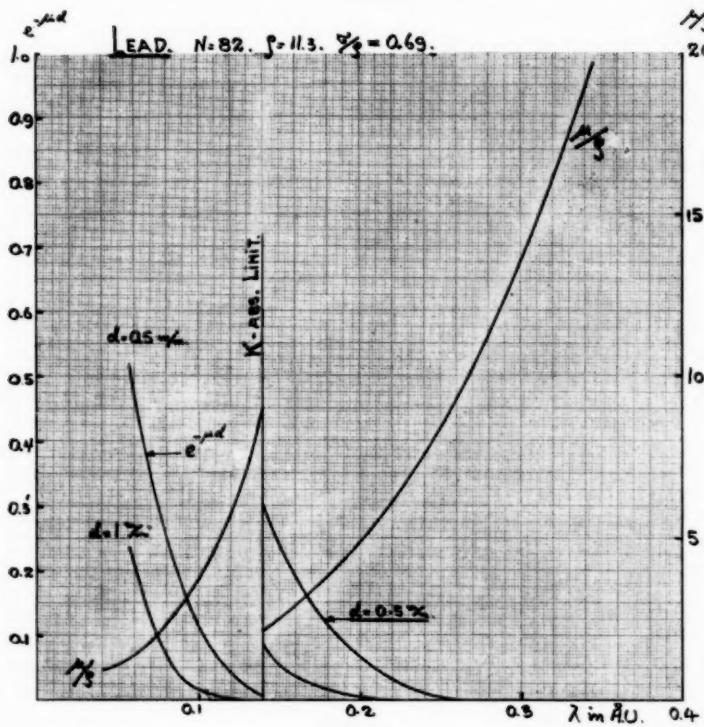


Fig. 1.

between the test-plate and the ionization chamber should not be less than 10 cm.

The following measurements comply as far as possible with these conditions.

3. Apparatus and method

The experimental arrangements built up and used for the measurements can easily be seen from the plan fig. 2, which is drawn to scale. X is the radiating tube to the terminals of which from 75 to 175 kV constant voltage as obtained from a Siemens »Stabilivolt« machine were applied. The voltage was simultaneously controlled by two separate instruments, an alternating-current voltmeter in the primary of the transformer and a static voltmeter of the Abraham-Villard type connected to the terminals of the tube. The readings of both instruments were

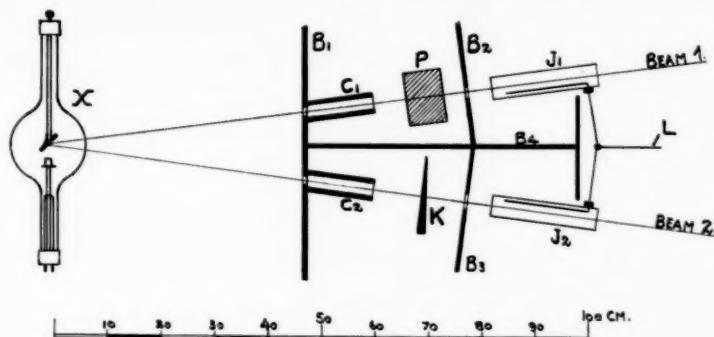


Fig. 2.

calibrated by means of a standard-sized sphere-gap in parallel with the tube. The filament current was supplied from a 6 volts storage battery by which a very good constancy in the milliamperage was obtained.

B_1 is the lead-wall of a protective box completely surrounding the tube. B_2 , B_3 and B_4 are lead plates arranged to limit the two beams entering the ionization chambers I_1 , I_2 and to separate them from one another.

Both the ionization chambers were sufficiently protected by lead of 3-5 mm thickness which proved to be absolutely necessary to avoid secondary and tertiary radiations, in spite of the fact that the roentgen tube was also surrounded by 5 mm lead.

Both the ionization chambers were exactly alike and made of brass tubing with an inside diameter of 36 mm and 200 mm in length. Their electrodes were amber-insulated. Both the electrodes were connected by screened leads L to a string-electrometer used as a zero-instrument. I_1 had a potential of + 250 volts and I_2 — 250 volts. By a simple switch, however, the potentials of the chambers could easily be interchanged.

K is an exactly prepared lead wedge the position of which, perpendicular to the beam 2, could be changed by a micrometer screw and read on a millimeter scale. By this arrangement the absorption of this beam could be continuously varied within two limits determined by the length of the wedge.

The material the lead-equivalent of which was to be measured was placed at P . As the chambers are quite alike and arranged at the same focus-distance, the beam-limiting apertures in B_1 and in B_2 and B_3 should be equal for both the beams in order to obtain the same ionization. The ionization currents then will compensate each other and the electrometer string remains at zero. The fulfilling of this fundamental condition was controlled from the very beginning.

The wedge was then calibrated. To do this, lead plates of different thickness were inserted at P and the corresponding positions of the wedge giving the same absorption were read on the scale. Two different wedges were used during the measurements and their calibration results were plotted in a diagram. From this diagram the equivalents are directly obtained from the read wedge-position.

4. Experimental results

When planning these experiments we decided to investigate very thoroughly how the equivalence of one or two materials changes with the quality of the roentgen beam, i. e. the voltage across the tube and filter. From the machine used (Siemens »Stabilivolt») a practically constant

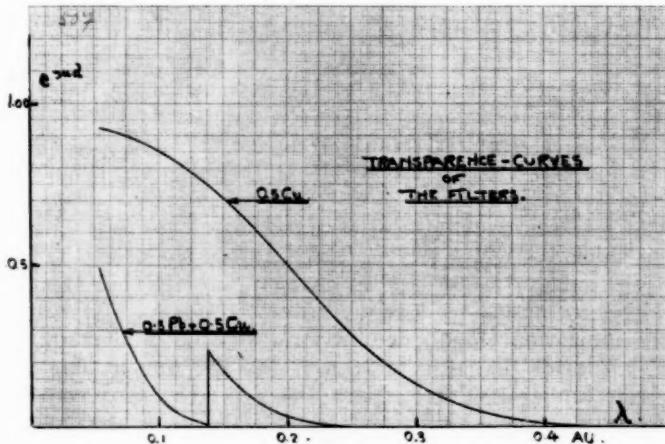


Fig. 3.

voltage is obtained. The quality conditions decided upon were a voltage range of 75 to 175 kV and, combined with this, three stages of filtration: I) unfiltered, II) 0.5 mm Cu and III) 0.5 mm Pb + 0.5 mm Cu. The filter was selected as an average equivalent of the protective material surrounding the tube when the secondary radiation from the primary beam is also accounted for. The transparency curves of the filters used are to be found in the diagram fig. 3.

The first plates measured were a »Scagliola»-brick and a concrete-brick the results of which are collected in the tables I and II and the diagrams figs 4 and 5. The accuracy of these measurements is in general higher than would be necessary for protective purposes. This is, however, connected with the fact that the experimental device from the very be-

Table I.

Scagliola-plate:
Consisting of Coke-slag + gypsum.

Thickness = 102 m/m.
Density = 0.87.

Constant voltage in kV	I unfiltered		II 0.5 m/m Cu		III 0.5 m/m Pb + 0.5 m/m Cu	
	Pb-equiv. m/m	R ¹	Pb-equiv. m/m	R ¹	Pb-equiv. m/m	R ¹
75.0	0.568	1:180	0.559	1:182	0.593	1:172
77.5	—	—	—	—	0.608	1:168
80.0	0.575	1:177	0.575	1:177	0.620	1:165
82.5	0.578	1:176	0.583	1:175	0.633	1:161
85.0	0.597	1:171	0.604	1:169	0.660	1:167
90	0.610	1:167	0.623	1:164	0.693	1:147
95	0.618	1:165	0.635	1:161	0.722	1:141
100	0.612	1:167	0.627	1:163	0.736	1:139
105	0.600	1:170	0.610	1:167	0.742	1:137
110	0.590	1:173	0.598	1:171	0.739	1:138
120	0.575	1:177	0.568	1:180	0.710	1:144
130	0.566	1:180	0.557	1:183	0.703	1:145
140	0.559	1:182	0.540	1:189	0.688	1:149
150	0.550	1:185	0.532	1:192	0.663	1:154
160	0.547	1:186	0.530	1:192	0.658	1:156
170	0.545	1:187	0.529	1:193	0.645	1:158

$$^1 R = \frac{\text{Pb-equiv.}}{\text{thickness}}$$

ginning was built for a high sensitivity required for other investigations planned to be carried out with the same apparatus.

Other materials measured and the results obtained will be found in table III. Regarding the results, it must be said that equivalents of more than 4 mm Pb are generally somewhat approximate because of the difficulties connected with the measuring of such extremely small intensities as those behind lead-plates of more than 4 mm thickness. The unfiltered intensity obtained in our case from a therapy tube (170 kV const.) at a focus-distance of 90 cm is about 3 r per minute per mA. The transparency of a 4 mm lead-plate to such a beam is of the order 5×10^{-5} and we thus get a filtered intensity of 1.5×10^{-4} r per minute per mA.

5. Discussion of the results

From the results obtained, especially those shown in the diagrams figs 4 and 5, we can clearly see how the lead-equivalence changes with the quality

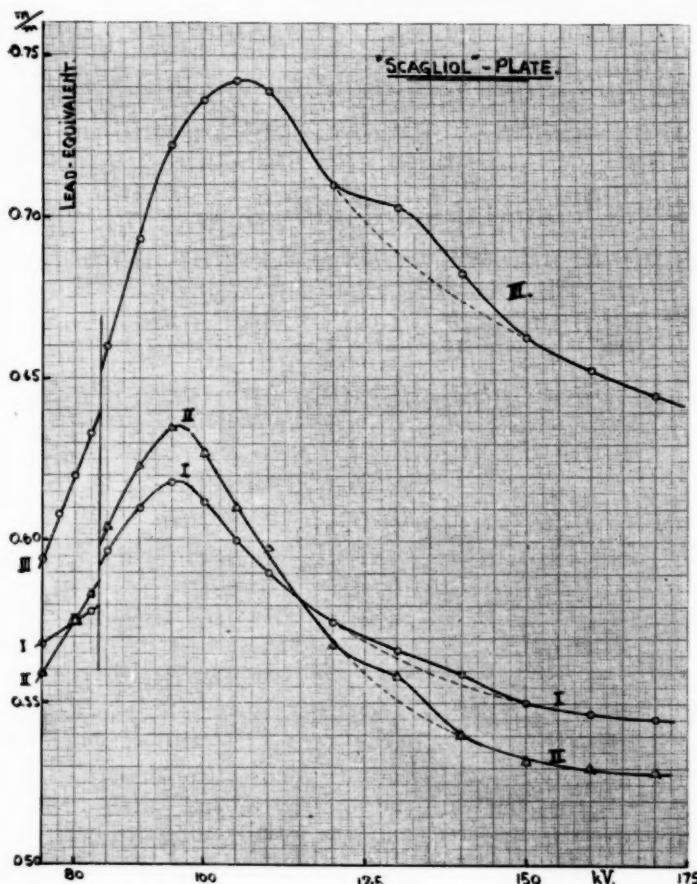


Fig. 4.

of the beam. Concerning the voltage, a very distinct maximum appears at about 100 kV. The sudden change at 84 kV is, of course, connected with the selective absorption in lead, the K-absorption limit being 0.141 Å.U. corresponding to about 87 kV. where the secondary emission of the K-series begins. The difference between the exact value 87 kV and that of 84 kV obtained from the measurements, indicates that our voltage-scale in general is about 3 kV too low which, however, is of no practical importance for the equivalence results.

Table II.

Concrete-plate:
1:3:3.Thickness = 111 mm.
Density = 2.25.

Constant voltage in kV	I unfiltered		II 0.5 m/m Cu	
	Pb-equiv. in m/m	R ¹	Pb-equiv. mm	R ¹
75	1.442	1:77	1.423	1:78
77.5	1.483	1:76	1.456	1:76
80	1.523	1:74	1.480	1:76
82.5	1.560	1:71	1.530	1:74
85	1.580	1:70	1.570	1:72
87.5	1.623	1:68	1.628	1:68
90	1.692	1:68	1.678	1:66
92.5	1.747	1:65	1.724	1:64
95	1.764	1:64	1.750	1:63
100	1.756	1:63	1.760	1:63
105	1.717	1:66	1.723	1:64
110	1.673	1:66	1.673	1:66
115	1.623	1:68	1.629	1:68
120	1.578	1:70	1.570	1:72
130	1.539	1:72	1.549	1:73
140	1.503	1:73	1.503	1:75
150	1.473	1:75	1.473	1:75
160	1.466	1:77	1.470	1:77
170	1.461	1:77	—	—

$$^1 R = \frac{\text{Pb-equiv.}}{\text{thickness}}.$$

HUNT has obtained similar curves for barium sulphate. The well defined maximum which is seen at 100—110 kV he ascribes to the selective K-absorption of barium. In our opinion, however, this is not possible. As the K-absorption limit of barium corresponds to a voltage of only about 37 kV it can scarcely influence the curve in the region of 110 kV. It seems to us that the maximum obtained is intimately connected with the K-absorption limit of lead. For neighbouring voltages above that corresponding to the K-absorption limit, the secondarily emitted K-series of lead considerably increases the resulting intensity. As this is not the case with the test-plate, this increase must, to maintain the equivalence of the intensities, be compensated by increasing the absorption of the primary beam, i. e. by increasing the thickness of the lead-plate, which will be read as an increased lead equivalent.

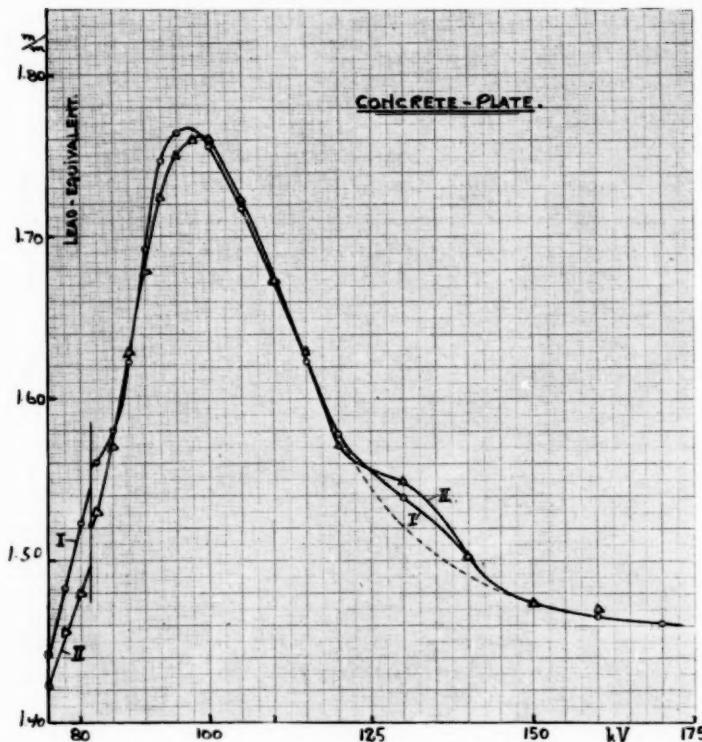


Fig. 5.

The curves in our diagrams show at about 120—140 kV a change in the slope which is rather surprising and quite unexpected. As the voltage was checked by two quite separate instruments it is probably not connected with a voltage error. During the measurements different ranges of the lead-wedge were used, hence the possibility of a discontinuity in the wedge is also eliminated. We therefore assume it to be due to some selective effect.

Now, according to the international regulations, the generally assumed lead-equivalent required for protection in therapy (160—180 kV) is 4 mm Pb and in diagnostics (80—100 kV) 2 mm Pb.

From earlier experiments carried out by simple ionization measurements where the secondary rays were not completely eliminated, and from those reported here, we have computed the following table which is applicable for general practical use. In the table we have also com-

Table III. Lead equivalents for some protective materials of various thicknesses.

Table IV.

Thickness of protective materials, necessary to obtain a sufficient protection in accordance with the international regulations. Collected from papers by KAYE a. OWEN (K a. O), BERTHOLD (B), GLOCKER (B a. G) and SIEVERT a. THORÆUS (S a. T).

Material	Density	Protective power equivalent to Lead of thickness						Author
		2 mm 80-100 kV		4 mm 160-180 kV		4 mm filter 1/2 mm Cu + 1/2 mm Pb		
<i>Substances containing lead.</i>								
Lead Rubber (60 diff. samples)	3.7-6.5	4.5-8	—	—	—	—	—	K a. O
Lead Glass, older make	3.27	17	—	—	—	—	—	B
Lead Glass, (40 diff. samples)	3.2-4.1	10-17	—	—	—	—	—	S a. T
Anti-X, 50 % red lead, 50 % litharge	2.58	10	—	—	—	—	—	K a. O
Aluminum	2.7	200	—	—	—	—	—	B
Brass	8.4	8	—	—	—	—	—	S a. T
Steel	7.8	14	—	—	—	—	—	B
<i>Substances containing baryt.</i>								
Barite bricks (Kempe-Lorey)	3.1	24	—	—	—	60	—	S a. T
Barite, (2 parts barite, 1 part cement)	3.1	17	—	—	—	55	—	B
Barite, (2 parts barite, 1 part cement)	—	—	—	—	—	55	—	S a. T
Barite, (2 parts barite, 1 part cement, 3 parts sand)	1.9	30	—	—	—	125	—	S a. T
Barite, (2 parts barite, 1 part coke-clinkers and cement)	2.0	25	—	—	—	75	—	B
Barite, (1 part barite, 1 part coke-clinkers and cement)	2.30	—	—	—	—	175	—	S a. T
Barite, (1 part barite, 2 parts coke-clinkers and cement)	1.85	35	—	—	—	120	—	B
Barite, (1 part barite, 5 parts coke-clinkers and cement)	1.60	40	—	—	—	70	—	S a. T
Barite, 55 % Native BaCO ₃ , 45 % CaSO ₄	2.0	60	—	—	—	100	—	B
Barite, 33 % BaSO ₄ , 33 % sand, 33 % cement	1.5	22	—	—	—	140	—	S a. T
Barite, 33 % coarse BaSO ₄ , 33 % fine BaSO ₄ , 33 % cement	2.3	42	—	—	—	180	—	B
Barite, 33 % coarse BaSO ₄ , 33 % fine BaSO ₄ , 33 % cement	2.3	17	—	—	—	175	—	K a. O
<i>Ceragran plate (both sides finished with a barite coat)</i>								
Ceragran plate	1.37	65	—	—	—	250	—	S a. T
Ceragran plate	—	—	—	—	—	100	—	B

	A. R. O.	S. a. T.
2 33 % BaSO ₄ , 33 % sand, 33 % cement	1.5	492
2 33 % coarse BaSO ₄ , 33 % fine BaSO ₄ , 33 % cement	2.3	17
Barite bricks (acc. to Forssell)	2.7	2.7
Barite	2.8	14
3 parts barite, 15 parts sand	1.8	—
2 parts barite, 15 parts sand	1.7	65
1 part barite, 15 parts sand	1.6	100
Sand	1.55	200
<i>Ordinary building materials.</i>		
Dry-pressed flooring tiles (Höganas)	3.83	175
Yellow clinker (no. 239)	2.11	210
Red bricks (ordinary quality)	1.84	200
—	1.7	150
Fletton brick (red)	1.6	—
Stock brick (yellow)	1.4	200
Diatomaceous brick	0.6	250
Fire bricks (Silika, Höganas)	0.6	670
Concrete (ordinary composition)	2.0	—
4 stone chippings, 2 washed sand, 1 cement	1.88	240
4 clinker, 1 cement	2.0	130
4 granite, 1 cement	2.1	170
Roman mortar	2.1	200
20 chalk, 1 cement	1.5	220
6 sand, 1 lime	1.6	180
Coke breeze	1.8	220
Cegera, plate (both sides finished with Mortar of lime)	1.0	500
—, (Cokeslag and cement without finishing coat)	1.15	320
—, (Cokeslag and cement without finishing coat)	1.11	350
<i>Woods.</i>		
Ash	0.73	1,600
Mahogany	0.49-0.68	2,000-3,500
Oak	0.65	2,500
White Pine	0.47	3,500
Pitch Pine	0.58-0.56	2,500
Walnut	0.64	2,500
<i>Miscellaneous.</i>		
Water	1	500
Ordinary rubber	1.2-1.7	40-100
		K. a. O.

¹ Earlier measurements.
² Including secondary radiation.

piled the values obtained by KAYE and OWEN, BERTHOLD and BERTHOLD and GLOCKER. The table gives the minimum thickness in mm of various materials required to give a protection equivalent to 4 mm Pb in therapy (160—180 kV) and 2 mm Pb in diagnostics (80—100 kV).

SUMMARY

By an ionization method the absorption of some building materials has been compared to the absorption of lead. Some sources of error, liable to occur under certain circumstances in photographic methods of determining the protective power, are briefly discussed.

Investigations have been made of some materials at 5 different voltages, 75, 100, 125, 150 and 175 kilovolts, and with several thicknesses of the layers of material. The results, together with earlier observations at the Physical Laboratory of Radiumhemmet, have been collected in a table in which figures obtained by KAYE and OWEN, BERTHOLD and BERTHOLD and GLOCKER, are also given. The table, being intended for practical use, gives the thickness of the materials corresponding to 2 mm of lead at diagnostic voltages (75—125 kilovolt), and to 4 mm of lead at therapeutical voltages (150—175 kilovolt), which protection meets the requirements of the international regulations passed at the II International Radiological Congress at Stockholm in 1928. The figures obtained by the different authors do not always agree very well, which probably partly depends on differences in the experimental arrangements.

ZUSAMMENFASSUNG

Mit Hilfe einer Ionisationsmethode ist die Absorption in einer grösseren Anzahl Baumaterialien mit der im Blei verglichen worden. Einige Fehlerquellen, die bei photographischen Methoden für Schutzbestimmungen unter gewissen Umständen leicht entstehen können, werden kurz diskutiert.

Für einige Stoffe sind Untersuchungen bei 5 verschiedenen Spannungen — 75, 100, 125, 150 und 175 kilovolt, sowie für verschiedene Schichtdicken ausgeführt worden. Die Resultate sind dann mit den früher am Physikalischen Laboratorium des »Radiumhemmet» gemachten Beobachtungen in einer Tabelle zusammengestellt, in der auch die von KAYE und OWEN, BERTHOLD und BERTHOLD und GLOCKER gefundenen Werte eingetragen sind. Da die Tabelle für den praktischen Gebrauch bestimmt ist, sind bei den einzelnen Stoffen die Schichtdicken, die bei Diagnostik-Spannungen (75—125 kilovolt) 2 mm. Blei, und bei Therapie-Spannungen (150—175 kilovolt) 4 mm. Blei entsprechen, eingeführt, welche Schutzzrücken mit den am II. Intern. Radiologen-Kongress zu Stockholm 1928 festgesetzten Bestimmungen übereinstimmen. Die Übereinstimmung der von den einzelnen Verfassern gefundenen Werte ist in einigen Fällen nicht besonders gut, was wohl auf die Verschiedenheit in den Versuchsanordnungen zurückzuführen ist.

RÉSUMÉ

Les auteurs ont comparé, en recourant à une méthode d'ionisation, l'absorption de certains matériaux de construction avec celle du plomb. Ils discutent brièvement certaines sources d'erreurs qui peuvent se présenter dans certaines circonstances, dans les méthodes photographiques de détermination du pouvoir protecteur.

Les expériences ont été faites avec des matériaux de 5 voltages différents, 75, 100, 125, 150 et 175 kilovolts et pour des épaisseurs différentes de matériaux et de plomb. Les résultats obtenus, joints aux observations antérieurement faites au laboratoire de physique du Radiumhemmet, ont été réunis dans un tableau où sont également données les valeurs obtenues par KAYE et OWEN, BERTHOLD et par BERTHOLD et GLOCKER. Le tableau, qui a été établi en vue de l'usage pratique, donnent les épaisseurs des divers matériaux correspondant à 2 mm de plomb, pour les voltages de diagnostic de 75 à 125 kilovolts, et à 4 mm de plomb pour les voltages thérapeutiques de 150 à 175 kilovolts, protection qui satisfait aux règlements établis par le II^e congrès international de Radiologie de Stockholm, en 1928. Les valeurs obtenues par les différents auteurs ne concordent pas toujours absolument, ce qui dépend probablement en partie des différences existant dans les dispositifs d'expérimentation.

REFERENCES

1. International Recommendations for X-ray and Radium Protection, *Acta Rad. Suppl. III*, pars I, p. 62.
2. v. DECHEND, *Strahlentherapie* 11, 1920 p. 851.
3. KAYE a. OWEN, *Proc. of the Phys. Soc. London*, 35, 1923 p. 33.
4. BERTHOLD, *Strahlentherapie* 16, 1923 p. 147,
5. BERTHOLD u. GLOCKER, *Strahlentherapie* 16, 1923 p. 507.
6. HUNT, *Journ. of roentgenol.*, 14, 1925 p. 524.
7. MUTSCHELLER, *Journ. of roentgenol.*, 13, 1925 p. 65.
8. SIEVERT, *Acta Radiologica*, 4, 1925 p. 61.



III^e CONGRÈS INTERNATIONAL DE RADILOGIE

PARIS 27-31 JUILLET 1931

Le troisième Congrès International de Radiologie se tiendra à Paris du 27 au 31 Juillet 1931.

Il comprendra six sections: 1^o RADIOPHYSIQUE; 2^o RADIOBIOLOGIE; 3^o RADIO-DIAGNOSTIC; 4^o RADIOTHÉRAPIE (Roentgenthérapiet et Curiethérapiet); 5^o ÉLECTROLOGIE MÉDICALE; 6^o HÉLIOTHÉRAPIE NATURELLE et ARTIFICIELLE.

Les communications au Congrès devront être annoncées par écrit avant le 1^{er} Janvier 1931. Un résumé dactylographié de chaque communication, rédigé en français, en allemand ou en anglais et formant au maximum une page in-8^o (400 mots) devra parvenir au secrétariat du Congrès avant le 1^{er} Avril 1931. Ces résumés, réunis en volume, seront remis aux membres du Congrès avant son ouverture.

Chaque Congressiste n'aura droit qu'à une seule communication d'une durée de 15 minutes au maximum. Si les communications annoncées étaient trop nombreuses pour pouvoir être toutes entendues, le Bureau du Congrès se réservera la faculté d'en limiter le nombre et d'en réduire la durée.

Tous les Membres des Sociétés de Radiologie recevront individuellement cette circulaire générale avec un bulletin de souscription.

Les membres des diverses Sociétés de Radiologie médicale désireux de participer au Congrès sont priés de remplir et de faire parvenir au Secrétariat la *formule d'inscription* avec la somme de 300 francs français à titre de droit de participation.

Prière de retourner cette formule dûment remplie, *dans le plus bref délai possible*.

Une EXPOSITION sera organisée à l'occasion du Congrès. Les personnes et les maisons désireuses d'y participer sont priées de s'adresser à *M. H. Pilon, Commissaire général de l'Exposition, 54, Boulevard de Vaugirard, PARIS (XV^e)*.

Des indications complémentaires seront adressées ultérieurement à ceux qui auront manifesté leur intention de participer au Congrès.

Les congressistes accompagnés de personnes de leur famille, désireuses de prendre part aux fêtes et réceptions organisées à l'occasion du Congrès, sont priés d'annoncer, en s'inscrivant, le nombre de ces personnes, qui recevront le titre de *membres adjoints* et pour chacune desquelles il sera versé une somme de 50 francs français.

Prière d'adresser toutes communications au Secrétariat du III^e Congrès International de Radiologie, 122, rue La Boétie, Paris (VIII^e).

Le Président:

ANTOINE BÉCLÈRE

Le Secrétaire général:

R. LEDOUX-LEBARD